



Ministério da Educação  
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



**ACURÁCIA DO SISTEMA MOVA3D PARA ANÁLISE CINEMÁTICA  
DE TRONCO, CABEÇA E MEMBROS SUPERIORES: UM ESTUDO  
COMPARATIVO COM PADRÃO OURO QUALISYS TRACK  
MANAGER**

Mestranda: Danielle de Oliveira Felipe  
Orientador Drº Thomaz Nogueira Burke

Campo Grande  
AGOSTO 2024



Ministério da Educação  
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



**ACURÁCIA DO SISTEMA MOVA3D PARA ANÁLISE CINEMÁTICA  
DE TRONCO, CABEÇA E MEMBROS SUPERIORES: UM ESTUDO  
COMPARATIVO COM PADRÃO OURO QUALISYS TRACK  
MANAGER**

Pesquisa desenvolvida como requisito parcial para  
obtenção de título de Mestra pelo Programa de Pós  
Graduação em Ciências do Movimento da  
Universidade Federal de Mato Grosso do Sul.

Discente: Danielle de Oliveira Felipe

Professor orientador: Dr. Thomaz Nogueira Burke

Campo Grande  
AGOSTO 2024



Ministério da Educação  
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



**ACURÁCIA DO SISTEMA MOVA3D PARA ANÁLISE CINEMÁTICA  
DE TRONCO, CABEÇA E MEMBROS SUPERIORES: UM ESTUDO  
COMPARATIVO COM PADRÃO OURO QUALISYS TRACK  
MANAGER**

DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE

Aprovado em \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_.

BANCA

---

Professor Dr<sup>o</sup> Thomaz Nogueira Burke  
UFMS

---

Professor Dr<sup>o</sup> Charles Taciro  
UFSCar

---

Professora. Dr<sup>a</sup> Glaucia Helena Gonçalves  
UFMS

## RESUMO

**Introdução:** A análise cinemática é uma ferramenta utilizada por profissionais de educação física, médicos neurologistas, ortopedistas e fisioterapeutas. O padrão ouro para avaliação cinemática em 3 dimensões (3D) são equipamentos optoeletrônicos. Tais sistemas são de difícil acesso, por isso novas pesquisas tem sido realizadas para desenvolver recursos alternativos para os cientistas do movimento. **Objetivo:** Avaliar o grau de associação e o erro médio absoluto do sistema MOVA3D em comparação ao Qualisys Track Manager para avaliação cinemática de membros superiores, tronco e cabeça. **Métodos:** Trata-se de um estudo observacional transversal com método comparativo. Foi desenvolvido no Laboratório de Análise do Movimento na Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais de Campo Grande (APAE/CG). Trinta adultos saudáveis foram avaliados pelos sistemas Qualisys Track Manager e MOVA3D de forma concorrente. Foi calculada a variação angular em cada articulação e comparados os resultados entre os sistemas pelo cálculo do erro médio absoluto, coeficiente de correlação de Pearson e pelo test T Student. **Resultados:** O MOVA3D apresentou erro médio angular absoluto de 2,61° a 21,35°, dependendo da variável e plano avaliado. Houve diferença estatisticamente significativa as medidas realizadas nos diferentes planos, em todas variáveis testadas. Foi encontrada correlação moderada entre os sistemas apenas para variável flexão de ombro (IC=0,511). **Conclusão:** Os valores de erro médio absoluto entre os sistemas indicam acurácia adequada para os para os movimentos de flexão/extensão de cabeça, rotação de tronco, abdução/adução de ombro e flexão/extensão de ombro. Entretanto, somente a variável flexão de ombro apresentou correlação moderada entre os sistemas. Ajustes ainda são necessários para que o MOVA3D possa ser validado em relação ao QTM.

Descritores: amplitude de movimento articular; fenômenos biomecânicos; ciência; reabilitação

## **ABSTRACT**

**Introduction:** Kinematic analysis is a tool used by physical education professionals, neurologists, orthopedists and physiotherapists. The gold standard for kinematic evaluation in 3 dimensions (3D) is optoelectronic equipment. Such systems are difficult to access, so new research has been carried out to develop alternative resources for movement scientists.

**Objective:** To evaluate the degree of association and the mean absolute error of the MOVA3D system compared to the Qualisys Track Manager for kinematic assessment of the upper limbs, trunk and head. **Methods:** This is a cross-sectional observational study with a comparative method. It was carried out in the Movement Analysis Laboratory at the Campo Grande Association of Parents and Friends of the Disabled (APAE/CG). Thirty healthy adults were assessed using the Qualisys Track Manager and MOVA3D websites concurrently. The angular variation in each joint was calculated and the results were compared between the systems by calculating the mean absolute error, Pearson's correlation coefficient and the Student's t-test.

**Results:** The MOVA3D showed a mean absolute angular error of between 2.61° and 21.35°, depending on the variable and plane assessed. There was a statistically significant difference between the measurements taken in the different planes for all the variables tested. A moderate correlation was found between the systems only for the shoulder flexion variable (CI=0.511).

**Conclusion:** The mean absolute error values between the systems indicate sufficient accuracy for head flexion/extension, trunk rotation, shoulder abduction/adduction and shoulder flexion/extension movements. However, only the shoulder flexion variable showed a moderate correlation between the systems. Adjustments are still needed so that MOVA3D can be validated in relation to QTM.

Descriptors: range of joint movement; biomechanical phenomena; science; rehabilitation.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Sistema do software MOVA3D.....	22
Figura 2 - Visão aérea da distribuição das câmeras.....	23
Figura 3 - Fluxograma da coleta de dados.....	24
Figura 4 - Modelo cinemático para coleta de movimentos tronco/cabeça.....	25
Figura 5 - Modelo cinemático para coleta de movimento de MMSS .....	26
Figura 6 - Queda do marcador para sincronização dos sistemas.....	26
Figura 7 - Movimentos de flexão/extensão da cabeça, rotação de tronco e flexão/extensão de tronco .....	27
Figura 8 - Movimento de abdução/adução, flexão/extensão de ombro .....	28
Figura 9 - Visualização das variáveis de Abdução de Ombro, Flexão de Ombro, Flexão de Cabeça, Flexão de Tronco e Rotação de Tronco, respectivamente .....	30
Figura 10 - Fórmula usada para obter os ângulos.....	30

## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 1: Pontos de inserção dos marcadores para movimentos.....	25
Quadro 2: Descrição dos movimentos de tronco e cabeça.....	27
Quadro 3: Descrição dos movimentos de MMSS.....	28
Quadro 4: Descrição das variáveis e seus cálculos nos sistemas QTM e MOVA3D.....	29

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Descrição individual da amostra em relação a idade, sexo, peso, altura e IMC	31
Tabela 2: Ângulos máximos, mínimos e ADM, em graus, dos sistemas QTM e MOVA3D para os movimentos de tronco, cabeça e MMSS nos planos sagital e frontal	32
Tabela 3: Comparação entre o erro médio absoluto, em graus, para os dados temporais, nos planos sagital e frontal para os movimentos de tronco, cabeça e MMSS	33
Tabela 4: Índice de correlação de Pearson entre QTM e MOVA3D para os movimentos de tronco, cabeça e MMSS, nos planos sagital e frontal	34

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>10</b>
<b>2 OBJETIVO</b> .....	<b>12</b>
<b>3 HIPÓTESE</b> .....	<b>12</b>
<b>4 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>12</b>
4.1 MOCAP - ÁREAS DE APLICAÇÃO.....	12
4.2 CLASSIFICAÇÕES DO MOCAP.....	15
4.3 SISTEMA ÓTICO PADRÃO OURO.....	16
4.4 SISTEMA ÓTICO SEM MARCADORES.....	17
4.5 DESENVOLVIMENTO DOS SISTEMAS ÓTICOS SEM MARCADORES.....	17
<b>5 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>20</b>
5.1 Delineamento.....	20
5.2 Participantes.....	20
5.3 Local.....	20
5.4 Procedimentos Éticos.....	21
5.5 Teste Piloto .....	21
5.6 Materiais.....	21
5.6.1 MOVA3D.....	21
5.6.2 Qualisys Track Manager.....	22
5.7 Coleta de Dados.....	23
5.7.1 Questionário de Informações de Saúde.....	24
5.7.2 Colocação dos Marcadores Reflexivos.....	24
5.7.3 Sincronização.....	26
5.7.4 Protocolo de Captura dos Movimentos.....	27
5.7.5 Processamento dos Dados.....	28
5.7.5.1 Corte, interpolação de dados e ajuste de frequência de amostragem entre MOVA3D e QTM.....	28
5.7.5.2 Cálculo das variáveis angulares no MOVA3D e QTM.....	29
<b>6 ANÁLISE ESTATÍSTICA</b> .....	<b>31</b>
<b>7 RESULTADOS</b> .....	<b>31</b>
<b>8 DISCUSSÃO</b> .....	<b>34</b>
<b>9 CONCLUSÃO</b> .....	<b>36</b>
<b>10 REFERÊNCIAS</b> .....	<b>38</b>

<b>ANEXO A</b> .....	46
<b>ANEXO B</b> .....	48
<b>APÊNDICE A</b> .....	55
<b>APÊNDICE B</b> .....	56

## 1 INTRODUÇÃO

A análise cinemática é a descrição do movimento em relação ao tempo, posição, velocidade, aceleração e/ou ângulo dos segmentos corporais (DI BIASE et al., 2022). Profissionais de educação física, médicos neurologistas, ortopedistas e fisioterapeutas a utilizam para estudar características e determinantes cinemáticos de desempenho, comparar respostas clínicas com alinhamento cinemático sobre diferentes intervenções e desenvolver estratégias de reabilitação (SWART e HOLLIDAY, 2019; VEIGA et al., 2022; VILLEPINTE et al., 2020; GAO et al., 2020; MONTJOHNSON et al., 2023).

Dentro da área da reabilitação, a análise cinemática do paciente é realizada para comparar padrões de movimento normais ou típicos de doenças ou quadros clínicos já estabelecidos e facilitar decisões clínicas de forma preventiva ou terapêutica. Isto se aplica em situações como nos casos de indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico (AVE), traumas ortopédicos no esporte ou discinesias de escápula, distonia cervical e radiculopatia na coluna lombar, entre outras condições (HILL et al., 2021; KWAKKE et al., 2019; KOTSIFAKI et al., 2022; HWANG, LEE e LIM, 2021; MANCINI et al., 2022; AMJAD et al., 2022).

O padrão ouro para avaliação cinemática em 3 dimensões (3D) são os equipamentos optoeletrônicos, sistemas compostos por conjunto de câmeras. Em sua fabricação e comercialização se destacam as empresas: Vicon, BTS-Smart DX6000, Qualisys Track Manager (QTM), Optitrak e IMPULSE. Dependendo do nível de complexidade da avaliação cinemática é necessária uma quantidade maior de câmeras para alcançar a detecção do movimento desejado (CARVALHO, NETO E BASTOS, 2018; GOMIDE, TANNURE E MEDEIROS, 2018).

Tais sistemas possuem boa acurácia, com altas taxas de amostragens que variam de acordo com a capacidade de resolução das câmeras. Logo, de acordo com Da Silva, Velho e Oliveira (1998), os sistemas optoeletrônicos, podem capturar até 200 quadros por segundo permitindo a captura de movimentos rápidos como os utilizados em artes marciais e esportes olímpicos. Já de acordo com Burger, Puupponen e Jantunen, (2018), alguns sistemas são capazes de capturar até 10.000 quadros por segundo tendo resolução inferior a um milímetro.

Contudo, para que seja possível a análise do movimento utilizando estas tecnologias são necessários marcadores reflexivos ou sensores vestíveis posicionados em estruturas anatômicas que representem os segmentos corporais a serem avaliados. Estes marcadores podem alterar a forma natural em que o movimento é feito e são passíveis a oclusões (DOBKIN, 2013; KITAGO, 2013; MOKHLESPOUR et al., 2017). Além disso, não é uma tecnologia amplamente acessível por ter um custo elevado, necessitar de calibração prévia e de conhecimento técnico específico para ser manuseado (ARAC et al., 2019; PALSSON et al., 2019). Isso inviabiliza seu uso clínico,

fora dos centros de pesquisa, e dificulta a adoção da análise cinemática no dia a dia de fisioterapeutas, profissionais de educação física, ou até mesmo, o seu uso em programas de telerreabilitação ou teletreinamento. Sistemas alternativos de avaliação cinemática 3D sem marcadores tem sido desenvolvidos com o intuito de facilitar o uso por profissionais da saúde fora do ambiente de laboratório de pesquisa.

O sistema SIMI Shape ([www.simi.com](http://www.simi.com)), criado por uma empresa alemã chamada SIMI Reality Morion Systems GmbH que desenvolve software para análise de movimento, é uma alternativa que utiliza múltiplas câmeras RGB (Red, Green and Blue) de alta velocidade. Tais câmeras não fazem uso de marcadores, no entanto, ainda devem ser calibradas para captura de movimento. Em sua análise é realizada uma composição de imagens das silhuetas capturadas por cada uma das câmeras. Apesar de não utilizar marcadores externos, seu uso ainda é limitado devido ao alto custo das múltiplas câmeras empregadas e pela necessidade de calibração do volume de coleta (YANG et al., 2014; BECKER et al., 2016).

Outra abordagem muito utilizada é a aplicação das câmeras Kinect da microsoft para a coleta de dados cinemáticos sem o uso de marcadores. Este sistema foi inicialmente desenvolvido para uso em jogos interativos por permitir o controle de avatares na tela a partir de movimentos reais dos jogadores. Tem como pontos positivos o baixo custo e a não utilização de marcadores externos, porém não é acessível a todos os profissionais e por não serem mais fabricadas sua comercialização pode ser interrompida a qualquer momento (GROOTEN et al., 2018; ALMASI et al., 2022). Quando comparado ao sistema padrão ouro o kinect apresentou boa confiabilidade para avaliação cinemática de elevação de escápula, inclinação de tronco e ângulo de cifose (CATTANEO et al., 2023), boa correlação para estimar ângulos articulares de membros superiores, inferiores e tronco (LAFAYETTE et al., 2022; HESSE et al., 2023) e variáveis de análise de marcha (VILAS-BOAS et al., 2019).

Por último, tem sido desenvolvidos sistemas que utilizam uma única câmera (monocular) com capacidade de captura de movimento em 2 dimensões (2D), as câmeras RGB, comuns em todos os smartphones atuais. Portanto, algoritmos são utilizados com o objetivo de inferir o posicionamento articular em três dimensões a partir de imagens 2D. Estes algoritmos foram treinados com técnicas de machine learning e deep learning e podem ser uma alternativa rápida, de baixo custo e acessível a todos que necessitem da análise cinemática do movimento humano durante a sua prática (OSAWA, et al., 2023).

Um destes sistemas, que utiliza o algoritmo OpenPose, capaz de fazer o cálculo do posicionamento articular 3D a partir das informações 2D, foi comparado ao padrão ouro ao mesmo tempo que o Azure Kinect. Foram feitos movimentos de ginástica e caminhada e analisadas as

articulações dos ombros, cotovelos, quadril e joelhos. Foi encontrado um erro médio de 2° do Azure Kinect e de 1.7° do OpenPose, ambos em relação ao padrão ouro. Embora a redução do valor do erro médio do OpenPose em relação ao Azure Kinect tenha sido de apenas 0.3°, seu sistema se torna mais interessante devido a possibilidade de ser disponibilizado como aplicativo de celulares (OSAWA, et al., 2023).

Almeida et al. (2023), desenvolveram e testaram o sistema MOVA3D para análise cinemática de quadril e membros inferiores e comparou-se com o sistema QTM. Foi encontrada boa correlação entre as medidas dos dois sistemas para os movimentos avaliados que foram: abdução/adução, flexão/extensão de quadril e agachamento. No entanto, o sistema MOVA3D ainda não foi avaliado para membros superiores (MMSS), tronco e cabeça.

Para que sistemas como o MOVA3D possam ser utilizados de maneira segura pelos profissionais do movimento humano é necessário que sua validade e confiabilidade sejam testadas em relação ao padrão-ouro. Apesar da existência de uma gama de sistemas de avaliação cinemática disponíveis aos profissionais do movimento humano, não foram encontrados na literatura sistemas sem marcadores e com visão monocular validados em comparação ao padrão-ouro (sistemas ópticos) tanto para membros inferiores, quanto para quadril, tronco, membros superiores e cabeça.

## **2 OBJETIVO**

Objetivo Geral:

Avaliar a acurácia entre variáveis cinemáticas de membros superiores, tronco e cabeça calculadas pelo sistema MOVA3D em comparação ao QTM.

Objetivo Específico:

Verificar se há diferenças em relação ao padrão ouro e entre si quando os movimentos avaliados forem capturados pelo MOVA3D em dois planos distintos - sagital e frontal.

## **3 HIPÓTESE**

H1: As variáveis cinemáticas calculadas pelo sistema MOVA3D tem boa acurácia quando comparadas as variáveis obtidas pelo sistema QTM com mais proximidade entre as medidas dos movimentos que estiverem no mesmo plano da coleta.

## **4 REVISÃO DE LITERATURA**

### **4.1 MOCAP - ÁREAS DE APLICAÇÃO**

A Captura de Movimentos ou Motion Capture ou Mocap é o processo capaz de fazer a identificação e decodificação digital de movimentos de objetos/seres vivos no espaço, ou seja,

é uma captura que consegue reproduzir tridimensionalmente um movimento em um computador. Ela está constantemente presente nos estudos das ciências da computação voltados para cinemática 3D (LEITE, 2021; MENOLOTTO et al., 2020).

Embora inicialmente a técnica de Captura de Movimento tenha sido desenvolvida para aplicação em medicina, devido a sua alta qualidade se tornou atraente para área cinematográfica sendo utilizada pela primeira vez na criação de efeitos especiais do filme “O Exterminador do Futuro 2, em 1993” (DA SILVA, VELHO e OLIVEIRA 1998). Atualmente, entre as áreas de conhecimento de interesse de suas aplicações estão: área da indústria, interação humano-computador (robôs), condução autônoma (carros), vídeo vigilância, avaliação cinemática em ciências da saúde (desempenho esportivo, recuperação de lesões), psicologia, prova e moda (compras online) entre outras (WANG et al., 2021).

Dentre as áreas da saúde que realizam pesquisas usando a cinemática 3D estão a neurologia, a ortopedia, a educação física e a fisioterapia. Estudos mostram que na ortopedia, neurologia e fisioterapia pode ser usada para tratamento e acompanhamento da evolução do paciente, na educação física para análise de desempenho esportivo e educação do movimento, oportunizando feedback imediato e contribuindo para a melhoria de performance atlética (WILLWACHER et al., 2023; SILVA et al., 2019).

No esporte tem importante função para avaliação em modalidades diversas como a natação (SILVA et al., 2019), o Karatê (SZCZEŚNA et al., 2021) e o futebol (REMATAS et al., 2018). Também pode ser aplicada pelos fisioterapeutas e profissionais de educação física para correção da realização de exercícios viabilizando seu monitoramento, uma vez que a forma de execução do movimento pode ser indicativo de estado de saúde. Dentro dessa mesma capacidade pode ser usada para evitar lesões e também auxiliar médicos/fisioterapeutas e pacientes em diagnósticos remotos e em telerreabilitação (AIRÒ FARULLA et al., 2016; WANG et al., 2021).

A análise cinemática foi aplicada com uso de câmeras QTM aéreas e subaquáticas, para verificação de desempenho de jovens nadadores e identificaram variações da velocidade intraciclo, flexão do ombro esquerdo e índice de braçada, muito importantes para o alcance de melhores resultado e prevenção de lesões. (SILVA et al., 2019)

No futebol a análise cinemática feita através de filmagem dos movimentos de salto truck, teste de saltos contínuos por 10s e salto vertical, demonstraram que as mulheres apresentaram mais joelho valgo do que os homens, ao passo que estes tiveram maiores assimetrias no joelho valgo. (ARUNDALE et al., 2020) As mulheres também apresentaram falhas nas coxas que não ficaram paralelas ao solo, nos pés que não ficaram na largura dos

ombros, não ficaram paralelos na aterrissagem e não pousaram na mesma pegada. Tais resultados fornecem sugestões para uso médico e fisioterapêutico durante a reabilitação de reconstrução do ligamento cruzado anterior e também informações para melhoria de desempenho. (ARUNDALE et al., 2020)

Nas lutas um mesmo chute pode ser executado de maneiras diferentes. A avaliação da sua trajetória e sua velocidade são necessárias para identificar pontos de melhorias na precisão, força e/ou impacto no alvo almejado e isso varia de acordo com os objetivos de cada modalidade. Um chute com descrição muito semelhante em diferentes tipos de lutas foi avaliado usando câmeras 3D Vicon para avaliar variáveis específicas como a velocidade angular do quadril. (DINIZ et al., 2021)

No estudo referido acima, o karatê teve maior média de velocidade linear que o muaythai que por sua vez apresentou maior média de velocidade angular de quadril em relação ao karatê. Já a velocidade angular média e máxima do joelho e a aceleração linear não apresentaram diferenças. Os resultados dessa pesquisa oferecem uma melhor compreensão para professores e atletas para que a técnica abordada possa ser trabalhada para melhorar seu desempenho de acordo com o propósito específico de cada modalidade. (DINIZ et al., 2021)

Para reabilitação e telerreabilitação Montjohnson et al., (2023), desenvolveram um estudo voltado para avaliação cinemática das mãos, remota e presencial em pacientes que tiveram AVE crônico. Para as sessões remotas foram utilizados um laptop, um suporte de braço e uma câmera de videoconferência. As medidas avaliadas foram amplitude de pronação-supinação, amplitude de extensão do punho, amplitude de abertura da mão, precisão de pronação-supinação, precisão de extensão do punho e precisão de abertura da mão.

Os testes de confiabilidade para as coletas remotas e presenciais apresentaram coeficientes de correlação intraclassa (CCI) acima de 0,900 para três das seis medidas coletadas e nos valores entre 0,500 e 0,900 para as outras três coletas, demonstrando que essas análises precisam ser confirmadas por estudos futuros. (MONTJOHNSON et al., 2023)

Eichler et al. (2019), analisaram 111 mulheres com artroplastia total de quadril ou joelho em um estudo de ensaio clínico randomizado em que foi usada a reabilitação e a telerreabilitação. O grupo controle recebeu intervenção convencional, presencial e o outro grupo realizou exercícios de telerreabilitação. O sistema MyRehab® foi usado no grupo de telerreabilitação, no qual o fisioterapeuta planejava o treino físico individual de cada participante.

Ambos grupos aumentaram a distância (avaliação cinemática) no teste de 6 minutos de caminhada e tiveram resultados compatíveis entre si, nos demais quesitos: dor, qualidade de

vida e testes funcionais, nos quais a análise cinemática estava inserida. Com os estudos aqui abordados é possível observar a aplicabilidade da análise cinemática nas áreas das ciências do movimento, como ela faz parte do dia a dia destes profissionais e dos pacientes/alunos.

#### 4.2 CLASSIFICAÇÕES DO MOCAP

O Mocap pode ser classificado de acordo com a tecnologia utilizada, tendo 4 especificações mais conhecidas. Sua distinção é feita de acordo com os equipamentos de captura relacionados aos processos empregados para obtenção dos dados de movimento. Essa classificação é muito importante por definir claramente o método escolhido para obtenção dos movimentos. Dessa forma a Captura de Movimento se classifica em: sistemas magnéticos, sistemas acústicos, sistemas mecânicos e sistemas óticos (DA SILVA, VELHO e OLIVEIRA, 1998).

Os sistemas magnéticos, tem o diferencial de serem velozes no processamento dos dados capturados em tempo real. São sistemas em que receptores são dispostos nas articulações do indivíduo que terá seus movimentos capturados. A partir de então as medidas, posição 3D e orientação das articulações, são feitas por uma antena transmissora, posicionada no espaço a ser rastreado e que gera um sinal de pulsos eletromagnéticos (GIOVANINI, 2007).

Quanto aos sistemas acústicos funcionam com a inserção de emissores sonoros nas principais articulações do sujeito cujos movimentos devem ser capturados, enquanto outros dispositivos receptores são dispostos no local da captura. Dessa maneira, considerando o tempo que o ruído emitido pelo transmissor demora para chegar ao receptor e sua velocidade, é possível dimensionar qual foi a distância que esse som percorreu do transmissor até cada um dos três receptores, efeito doppler. Portanto, é feita uma triangulação das distâncias de cada emissor relativas aos receptores e a partir desse cálculo é dimensionada a posição 3D de cada transmissor (ARAUJO E CLUA, 2015).

Nos sistemas mecânicos o sujeito deve usar um equipamento denominado exoesqueleto, ou seja, um esqueleto externo. Essa roupa é feita por potenciômetros e ou sliders, dispositivos que sendo posicionados nas articulações alvo conseguem informar suas posições e orientações em altos níveis de amostragem (tempo real) (MOURA, 2016).

De acordo com Da Silva, Velho e Oliveira (1998), sistemas mecânicos são equipamentos de medida absoluta, não sofrem interferências de campos magnéticos ou reflexões indesejadas. Portanto, nele não há necessidade de um processo longo de calibragem, característica que o torna mais prático e produtivo.

Já os sistemas óticos são aqueles que realizam a captura dos movimentos utilizando câmeras de vídeo. Esses sistemas tem a propriedade de utilizar ou não marcadores em pontos articulares. Quando usados, são então denominados de ativos ou passivos de acordo com suas características. Os ativos são aqueles que funcionam com cabos de energia acoplados ao corpo do sujeito junto aos marcadores (em geral emissores de LED), e os passivos não utilizam os cabos, pois seus marcadores são compostos por pequenas esferas revestidas por um material reflexivo (REIS FILHO e LIZIÉR, 2016).

Nesse sistema, as câmeras devem ser previamente preparadas, é preciso que seja feita a manipulação de seus parâmetros intrínsecos e extrínsecos e a calibração da área de atuação. Portanto, câmeras especiais devem ser posicionadas de maneira estratégica para captura dos movimentos pelos refletores ativos ou passivos. Seu sistema tem o seguinte funcionamento: cada câmera gera coordenadas 2D para cada refletor e um software analisa o conjunto desses dados 2D fornecendo as coordenadas 3D (ARAUJO e CLUA, 2015).

#### 4.3 SISTEMA ÓTICO PADRÃO OURO

De acordo com Vox et al. (2021) os sistemas óticos baseados em marcadores são considerados padrão-ouro para captura e análise de movimento. Tem alta resolução espacial e temporal, sendo que os mais atuais tem resolução inferior a um milímetro e capacidade de captura de até 10.000 quadros por segundo (BURGER, PUUPPONEN, JANTUNEN, 2018). Segundo Carvalho, Neto e Bastos (2018), os sistemas comerciais óticos entre os mais utilizados são: as câmeras Vicon (Scoz et al., 2021; Albert et al., 2020), as câmeras BTS Smart DX 6000 da BTS GaitLab, as Qualisys Track Manager (Vox et al., 2021) e a Optitrak.

Já, Gomide, Tannure e Medeiros (2018), apresentam três sistemas comerciais como os principais representantes dessa categoria de equipamentos, abordando também o custo médio dessas tecnologias. De acordo com os autores acima citados, os modelos que dispõem de uma performance melhor terão invariavelmente um valor acima de 50 mil dólares que com as taxas de importação para o Brasil, alcançam em 2014 um valor final acima de 100 mil dólares. São eles:

- Vicon fabricado pela Vicon Motion Systems 2014, com modelos que de acordo com a capacidade custam de 12 500 dólares até valores acima de 50 mil dólares;
- IMPULSE fabricado pela PhaseSpace Inc. 2014, com custo inicial superior a 50 mil dólares e;
- as câmeras da Natural Point 2014, fabricante da OptiTrak, com preços variando de 7 mil dólares a 494 mil dólares

#### 4.4 SISTEMA ÓTICO SEM MARCADORES

Já o Mocap ótico sem marcadores é aquele que realiza a captura sem nenhum tipo de refletor, não sendo necessário também o uso de roupas especiais, utiliza apenas câmeras e sensores de profundidade. Esse sistema passou a ser desenvolvido devido as inovações tecnológicas que começaram a surgir e a necessidade de diminuir o custo do sistema com marcadores que normalmente são os mais caros entre os tipos de equipamentos Mocap (ARAUJO e CLUA, 2015).

Neste quesito, Gomide, Tannure e Medeiros (2018), também abordam o OpenStage 2, da [Organic Motion 2014], um sistema ótico entre os sistemas comerciais, que não faz uso de marcadores. Ele usa uma base que vai de 4x4 a 6x6 metros, sendo capaz de capturar o movimento de até 4 pessoas, a depender da quantidade de câmeras utilizadas, sendo a quantidade mínima de oito. Isso foi possível devido a existência de tecnologias como o software iPi Sof [iPi Soft 2014], com um custo próximo a 1000 dólares, que passou a ser utilizada integrando os sensores dos Kinect e as câmeras PS Eye.

Dessa maneira, o Kinect e as câmeras PS Eye, foram tecnologias facilitadoras de captura de movimentos voltadas para animar personagens virtuais. Quando aplicados em tecnologias como a iPi Soft para captura de movimento voltada para animação de personagens teve um custo de aproximadamente 1000 dólares em 2014. O Kinect se destacou desde que foi lançado para ser operado pelo Windows, em 2012, ocasião em que a Microsoft tornou abertos os códigos-fontes dos algoritmos de controle do sensor (GOMIDE, TANNURE e MEDEIROS, 2018). De acordo com Rocha et al. (2018), o sistema de câmeras da Microsoft Kinect é capaz de computar a terceira dimensão de diversas articulações do corpo humano, com câmeras RGB e de profundidade (D) de baixo custo sem o uso de marcadores.

#### 4.5 DESENVOLVIMENTO DOS SISTEMAS ÓTICOS SEM MARCADORES

O Kinect, mencionado anteriormente, surgiu como uma alternativa de jogo virtual e teve sua tecnologia oficialmente descontinuada pela Microsoft em 2017 (LOURA et al., 2018). No entanto, tendo em vista sua capacidade de captura e reprodutibilidade dos movimentos do corpo humano, passou a ser usado em estudos na área da saúde. Em sua pesquisa Vonstad et al. (2020), o utilizaram aplicando sua propriedade de jogo e usaram a projeção de exegames para direcionar os participantes a realizarem movimentos específicos para prevenção da perda da função de equilíbrio, simulando uma reabilitação.

Mais recentemente, na pesquisa de Almasi et al. (2022), foi feita uma revisão de literatura em que investigaram as evidências dos resultados de reabilitação a partir do Kinect

encontrando melhora no desempenho de pacientes de AVE. Por outro lado, há estudos que usam a capacidade RGB-D das câmeras dos sensores Kinect para detecção do movimento e avaliação cinemática em analogia ao padrão ouro como a pesquisa de Vilas-Boas et al. (2019), em que identificaram que ambas versões do Kinect (v1 e v2), podem ser usadas como uma alternativa ao QTM para medidas de velocidade e distância e para algumas métricas de ângulos de joelhos.

A utilização de alternativas como o Kinect para avaliação cinemática tem crescido devido ao seu baixo custo, em 2010 chegou ao Brasil com o valor de 350 dólares, à necessidade de diminuir o artefato de movimento causado pelo uso de marcadores, uma vez que o acessório pode interferir na naturalidade da execução dos movimentos além de serem passíveis a provocarem oclusões. Outro aspecto é que para manuseio do padrão ouro, há a necessidade de um profissional especializado para seu manuseio e calibração, impactando no fator tempo e tornando seu acesso mais restrito (SILVA, 2010; GEELEN, 2021; RODRIGUES et al., 2020; AGUSTSSON et al., 2019; PALSSON et al., 2019).

Há também artigos que avaliam a possibilidade do uso de sensores presentes em smartphones que entre outras vantagens, pode dispensar o uso de marcadores. Uma vez que os smartphones tem inclusos em sua tecnologia os dispositivos: giroscópio, acelerômetro e magnetômetro, tais dispositivos tem sido usados em pesquisas que buscam o desenvolvimento de aplicativos como o AccWalker, baseados em smartphones. Dessa maneira, esses recursos, smartphones com os referidos dispositivos, tem sido estudados para registrar variáveis clinicamente pertinentes (PALSSON et al., 2019; KUZNETSOV et al., 2018).

Kuznetsov et al. (2018), utilizaram o giroscópio, o acelerômetro e o magnetômetro dos dispositivos Android em analogia a captura de movimento 3D para dois experimentos: avaliar o movimento de um pêndulo e avaliar o movimentos da marcha. Para a marcha o celular foi colocado na lateral da coxa, plano frontal, perpendicularmente ao seu plano de flexão (sagital) e houve confiabilidade entre o tempo de passada e sua variabilidade, pois as características cinemáticas espaciais e temporais do deslocamento do celular obtiveram um Índice de Correlação Intraclasse acima de 0,9.

O pêndulo com dois marcadores (um na base e um na ponta) e um smartphone inseridos, foi solto de um ângulo de 30° e a oscilação resultante foi registrada por 60s. Foi encontrada uma diferença média absoluta de 0,35° (DP=0,14°) para os valores de ângulos máximos medidos e uma diferença média absoluta de 1,0° (DP=0,17°) para os valores de ângulos mínimos, estabelecendo precisão da medição do ângulo do pêndulo usando o telefone (KUZNETSOV et al., 2018).

Nesse intuito, Palsson et al. (2019), buscaram validar concorrentemente um aplicativo de smartphone (Iphone) em comparação a um sistema óptico padrão-ouro. Avaliaram os movimentos de rotação, flexão e extensão da cabeça, com um smartphone acoplado a um capacete. Obtiveram excelentes correlações para amplitude de movimento com um índice variando entre 0,83 e 0,96 ( $P < 0,05$ ). No entanto, o uso das tecnologias giroscópio, acelerômetro e magnetômetro do smartphone, Iphone ou do Android, tem a limitação de necessitarem que o aparelho seja acoplado ao corpo em pontos específicos de acordo com os objetivos de cada estudo.

Na pesquisa de Moro et al. (2022), foi gerada uma imagem 3D a partir de vídeos de imagens 2D feitos concomitantemente de 3 pontos diferentes para análise da marcha em comparação concorrente ao padrão ouro. Para análise sem marcadores foi usado um sistema de câmera multi-visão calibrado composto por 3 câmeras RGB Mako G125 GigE e para o sistema padrão-ouro foram usadas 8 câmeras Optitrack (software Motive). As inferências de profundidades foram feitas através da junção das informações das imagens 2D usando a visão computacional e o aprendizado profundo em que foi adaptado o algoritmo Adafuse, desenvolvido por Zhang et al. (2021).

Os resultados mostraram uma semelhança nos parâmetros espaço-temporais. Para o comprimento da passada o padrão-ouro obteve uma média de  $1,35 \pm 0,11$  metros (m) e o sistema sem marcadores obteve uma média de  $1,40 \pm 0,21$  m com p-valor de 0,474. Para o tempo da passada o sistema com marcadores teve uma média de  $1,13 \pm 0,02$  segundos (s) e o sistema sem marcadores uma média de  $1,11 \pm 0,04$  s com um p-valor de 0,291. Para a velocidade do movimento o padrão-ouro apresentou uma média de  $1,31 \pm 0,10$  (m/s), o sistema sem marcadores apresentou uma média de  $1,35 \pm 0,16$  (m/s) e um p-valor de 0,341 (MORO et al., 2022).

Frente a tantos estudos que buscam meios alternativos ao padrão ouro para a avaliação cinemática, há o aumento de acessibilidade para gravação de vídeos e uso de aplicativos devido ao crescimento do uso de smartphones e tablets. Portanto, há um aumento na análise de vídeo RGB que o tornou um instrumento emergente em avaliação cinemática (DEFRODA et al., 2016). Nesse sentido, tem sido realizados estudos com o objetivo de inferir a coordenada de 3D em vídeos capturados com câmeras RGB.

O estudo de Osawa et al. (2023), buscou desenvolver um sistema de avaliação cinemática 3D usando o algoritmo OpenPose para avaliar imagens capturadas por smartphone com câmera RGB monocular e apresentou um baixo erro médio por articulação comparado ao padrão ouro, em exercícios de caminhada e ginástica com movimentos funcionais. O estudo de

Almeida et al (2023), também utilizou smartphone com câmera monocular RGB e fez uma avaliação parcial do MOVA3D em comparação ao QTM. Encontrou resultados comparáveis para movimentos de agachamento, flexão/extensão e abdução/adução de quadril, faltando realizar a comparação para tronco, cabeça e MMSS.

Portanto, verificamos a existência de uma variedade de sistemas e diferentes métodos de avaliação cinemática do movimento humano, com especial interesse atual por aqueles que eliminam a dependência do uso de marcadores corporais e da calibração do ambiente de captura. Além disso, sistemas de menor custo, mas que mantenham boa acurácia, podem permitir a popularização do uso das tecnologias de captura de movimentos em ambiente clínico, fora dos laboratórios de pesquisa, o que pode melhorar a qualidade do cuidado e do atendimento pelos profissionais que atuam com o movimento humano.

## **5. MATERIAIS E MÉTODOS**

As respostas dessa pesquisa são parte de um projeto maior que visa o desenvolvimento de soluções tecnológicas aplicáveis a sistemas de telerreabilitação que ofereçam ao fisioterapeuta a facilidade de gerenciar e monitorar remotamente a terapia prescrita vindo também aumentar a adesão dos pacientes aos exercícios. Este estudo é uma das etapas de construção de um sistema de fácil uso e baixo custo para prática clínica.

### **5.1 Delineamento**

Esta é uma pesquisa quantitativa, transversal com método comparativo. Seu desenho consistiu em uma comparação simultânea de movimentos dos participantes por dois sistemas: Qualisys Track Manager (QTM) e MOVA3D (desenvolvimento próprio).

### **5.2 Participantes**

Foram elegíveis para o estudo mulheres ou homens com idade igual ou acima de 18 anos. Foram excluídos aqueles que não conseguiam executar os movimentos por quaisquer motivos e aqueles com histórico de disfunções osteomusculares na coluna e/ou MMSS. A amostra foi recrutada utilizando a técnica não probabilística por conveniência, através de mídia digital pelo aplicativo WhatsApp.

### **5.3 Local**

A coleta de dados foi conduzida no Laboratório de Análise do Movimento na Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais de Campo Grande (APAE/CG), em Campo

Grande/MS, no período de Março a Junho de 2023, por ser o local de conhecimento dos pesquisadores da existência do sistema padrão ouro na cidade local.

#### 5.4 Procedimentos Éticos

Este estudo tem a aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS com parecer número 5.713.679 (ANEXO B). Todos participantes leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) antes do início das coletas. Em seguida, preencheram o Questionário de Informações de Saúde (Apêndice A) com informações antropométricas e de condições físicas.

#### 5.5 Teste Piloto

Previamente ao recrutamento da amostra, foi realizado um teste piloto de aproximadamente um mês de duração (de fevereiro a março de 2023) com um participante. Como as câmeras QTM do laboratório são fixas, o teste teve como objetivo encontrar o melhor posicionamento do sujeito para devida leitura dos marcadores pelo QTM, evitando oclusões e a definição do melhor posicionamento das duas câmeras RGB (MOVA3D). Um sujeito foi suficiente para o alcance destes objetivos e este, assim como os demais, recebeu o TCLE e o Questionário de Informações de Saúde.

#### 5.6 Materiais

##### 5.6.1 MOVA3D

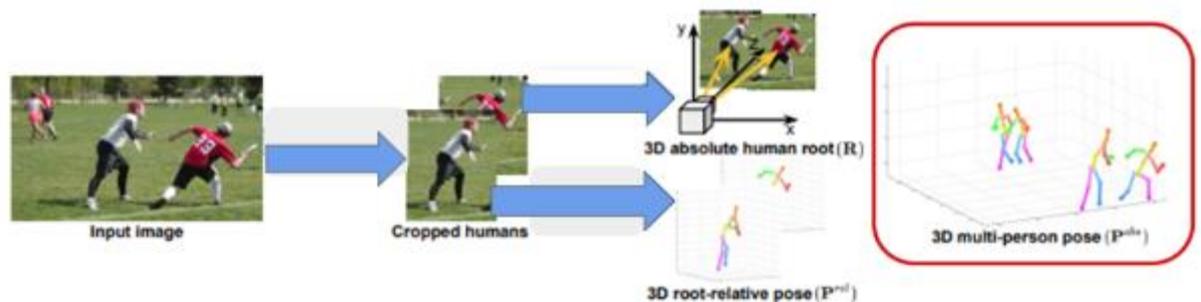
O MOVA3D é um sistema monocular, que utiliza uma única câmera RGB de duas dimensões e um software que é capaz de realizar a identificação automática do indivíduo, seus segmentos corporais e centros articulares. Em nosso estudo o MOVA3D utilizou duas câmeras somente para coleta de dois ângulos distintos capturados para análise. É uma tecnologia desenvolvida para dimensionar a profundidade das imagens e mensurar quantitativamente a amplitude dos movimentos. Foi desenvolvido inicialmente por nosso grupo de pesquisa, com três algoritmos (1) DetectNet, que identifica e recorta a silhueta humana em uma imagem ou frame; (2) RootNet, que faz inferência de profundidade; e (3) o PoseNet, que infere posicionamento articular em três dimensões (ALMEIDA et al., 2023). Devido a mudança de integrantes da equipe de pesquisa da UFMS, o MOVA3D precisou ser alterado e teve seus três algoritmos substituídos pelo MediaPipe.

O MediaPipe é uma biblioteca de código aberto (<https://github.com/google/mediapipe>) desenvolvida pelo Google para processar e analisar dados multimodais (figura 1). Utiliza uma

combinação de redes neurais e algoritmos de visão computacional para criar uma representação precisa e útil do corpo humano em 3D que incluem:

- captura e Pré-processamento de Imagem;
- detecção de Corpo: (detecção de pontos-chave, como as articulações dos braços, pernas, cabeça e tronco);
- estimativa de Pose 2D: primeiro, o sistema estima a pose do corpo humano em 2D, detectando e localizando pontos-chave em uma imagem plana;
- reconstrução 3D: faz a inferência da 3ª dimensão na imagem através de um modelo de reconstrução 3D para mapear os pontos utilizando técnicas de projeção e aprendizado de máquina (LUGARESI et al., 2019; CLEMENTE et al., 2024).

Figura 1: Sistema do software MOVA3D



Fonte: Moon, Chang e Lee, 2019

Para a captura dos vídeos do MOVA3D utilizamos dois aparelhos celulares posicionados nos planos sagital e frontal, com o objetivo de avaliar, posteriormente, qual o melhor plano de captura para cada movimento solicitado. O posicionamento das câmeras do sistema MOVA3D foi mantido durante todas as coletas em todos os sujeitos. Foram utilizadas as câmeras frontais dos celulares para melhor controle da gravação das imagens.

Os celulares foram colocados em tripés universais, da marca Tefeng classificação TF-3110, posicionados no modo retrato a altura de 74cm do chão, considerando a parte inferior dos aparelhos. Os celulares utilizados são da marca Samsung sendo um Galaxy S20Fe do modelo SM-G780G/DS que possui câmera frontal 32MP e filmadora UHD 4k e o outro Galaxy A22 do modelo SM-A225M/DSN, possui câmera frontal de 13MP e filmadora Full HD.

### 5.6.2 Qualisys Track Manager (QTM)

O equipamento padrão ouro usado como referência para comparação ao MOVA3D, foi o Qualisys Track Manager, composto por 7 câmeras do modelo Oqus série 300, 1280 e 1024 (1,3

megapixels) de resolução, dispostas ao redor de uma área de aproximadamente 25 metros quadrados (Figura 2). O posicionamento das câmeras do sistema QTM foi mantido durante todas as coletas em todos os sujeitos. O sistema QTM possui um kit para calibração que inclui uma vara de fibra de carbono e uma estrutura em L, e a calibração foi feita antes da chegada dos participantes, a cada dia de coleta.

Figura 2: Visão aérea da distribuição das câmeras



Imagem: a autora

Legenda figura 2

-  câmeras QTM
-  participante
-  câmeras MOVA3D

### 5.7 Coleta de Dados

A coleta de dados foi composta pela aplicação do TCLE, do Questionário de Informações de Saúde com perguntas pontuais e pela captura simultânea de dois sistemas MOVA3D e um QTM dos movimentos de 30 participantes desta pesquisa. O Fluxograma da coleta dos dados pode ser visto abaixo na Figura 3.

Figura 3: Fluxograma da coleta de dados

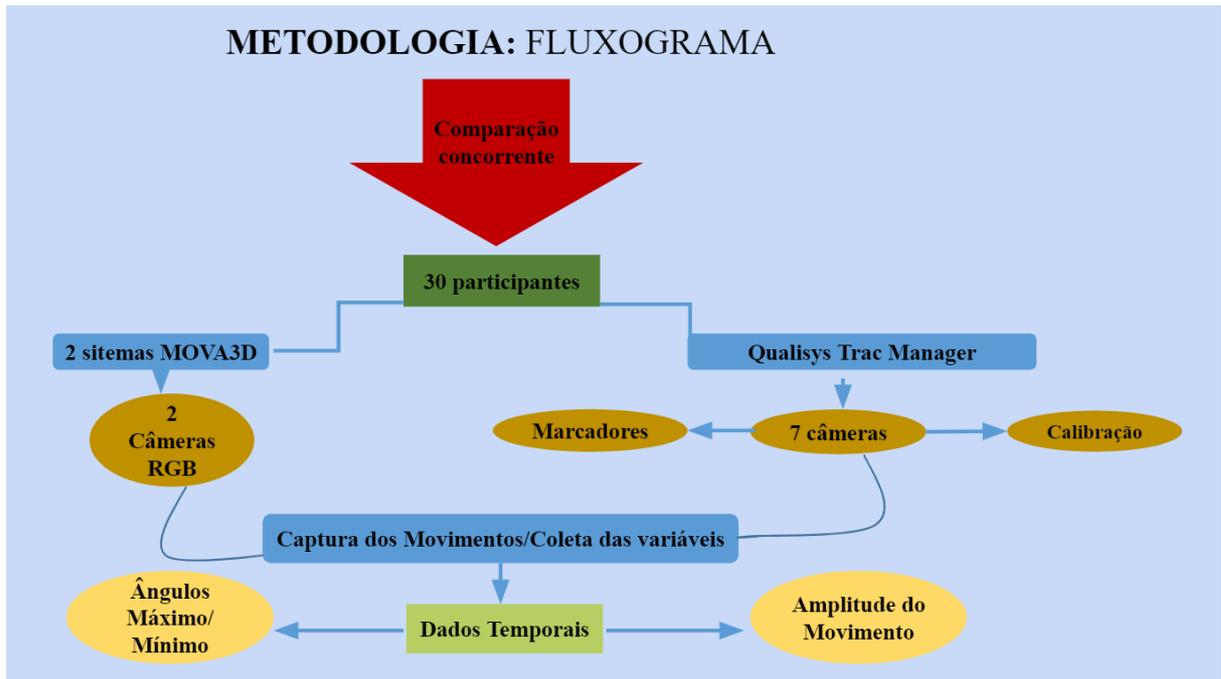


Imagem: a autora

### 5.7.1 Questionário de Informações de Saúde

O Questionário de Informações de Saúde (Apêndice A), consistiu em perguntas que englobam dados pessoais, antropométricos e critérios de inclusão e exclusão, foi constituído por 6 questões sendo 2 abertas e 4 mistas. Nos dados pessoais foram informados: e-mail, número celular, idade e sexo. Nos dados antropométricas foram informados o peso/altura e depois feito o cálculo do índice de massa corporal (IMC) pela pesquisadora.

Quanto aos critérios de exclusão foi perguntado sobre sentirem desequilíbrio devido a tonturas, sobre histórico de lesões, cirurgias, dor e/ou desconforto limitantes nos movimentos da cabeça, do tronco e/ou dos MMSS e se atualmente sentem dor ou fadiga ao movimentarem os braços, ombros, tronco e cabeça em qualquer amplitude em movimentos de flexão, extensão e/ou rotação. Em relação ao critério de inclusão foi solicitada a idade para confirmar que tivessem 18 anos ou mais.

### 5.7.2 Colocação dos marcadores refletivos

Após a aplicação dos Questionários de Informações de Saúde, os procedimentos da coleta foram explicados e iniciou-se o posicionamento dos marcadores esféricos do sistema QTM, seguindo o protocolo descrito na Quadro 1, Figuras 4 e 5.

Quadro 1 – Pontos de inserção dos marcadores para movimentos

<b>Segmento</b>	<b>Marcadores de rastreamento</b>
Coxa	1-Trocanter Maior do Femur Direito (TMF_D); 2-Trocanter Maior do Femur Esquerdo (TMF_E);
Pelve	3-Espinha íliaca antero-superior direita (EIAS_D); 4-Espinha íliaca antero-superior esquerda (EIAS_E); 5-Espinha íliaca pósterio-superior direita (EIPS_D); 6-Espinha íliaca pósterio-superior esquerda (EIPS_E);
Tronco	7-Articulação acrômio-clavicular direita (AC_D); 8-Articulação acrômio-clavicular esquerda (AC_E); 9-Imediatamente abaixo da incisura jugular do esterno (IJE);
Membros Superiores	10-Epicôndilo Medial Direito (EM_D); 11-Epicôndilo Lateral Direito (EL_D); 12-Epicôndilo Medial Esquerdo (EM_E); 13-Epicôndilo Lateral Esquerdo (EL_E); 14-Linha média do antebraço na direção do processo estiloide do rádio direita (PER_D); 15-Linha média do antebraço na direção do processo estiloide da ulna direita (PEU_D); 16-Linha média do antebraço na direção do processo estiloide do rádio esquerda (PER_E); 17-Linha média do antebraço na direção do processo estiloide da ulna esquerda (PEU_E);
Cervical	18- Apófise espinhosa da última vértebra cervical (C7) (AEC7);
Cabeça	19-Topo da cabeça (TC); 20-Côndilo da mandíbula direita (CM_D); 21-Côndilo da mandíbula esquerda (CM_E); 22-Glabela (GA).

Fonte: a autora

Figura 4: Modelo cinemático para coleta de movimentos tronco/cabeça

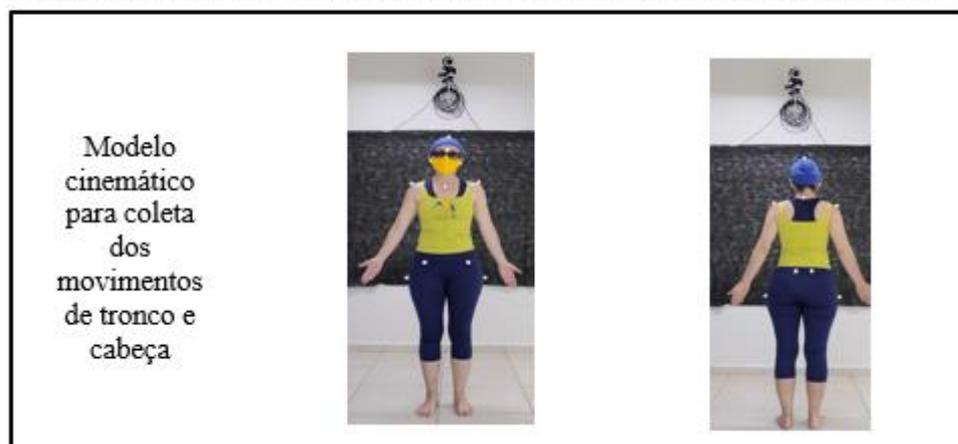


Imagem: a autora

Figura 5: Modelo cinemático para coleta de movimento de MMSS



Imagem: a autora

### 5.7.3 Sincronização

Para sincronizar as coletas criou-se um evento temporal síncrono entre os sistemas que consistiu na queda de um marcador no solo. Os celulares e o QTM iniciavam a gravação e o participante era orientado a soltar o marcador previamente a execução dos movimentos (Figura 6). Após a coleta, ambos vídeos eram cortados no exato momento em que o marcador tocava o solo.

Figura 6: Queda do marcador para sincronização dos sistemas



Imagem: a autora

#### 5.7.4 Protocolo de Captura dos Movimentos

Inicialmente foi solicitado a cada participante que realizasse 10 repetições dos movimentos de: flexão/extensão da cabeça; rotação do tronco; e flexão/extensão do tronco, conforme demonstrado na Figura 7 e descrito no Quadro 2. A velocidade em toda coleta foi controlada por um metrônomo estipulada em 40 batimentos por minuto (BPM).

Figura 7: Movimentos de flexão/extensão da cabeça, rotação de tronco e flexão/extensão de tronco



Fonte: a autora

Quadro 2: Descrição dos movimentos de tronco e cabeça

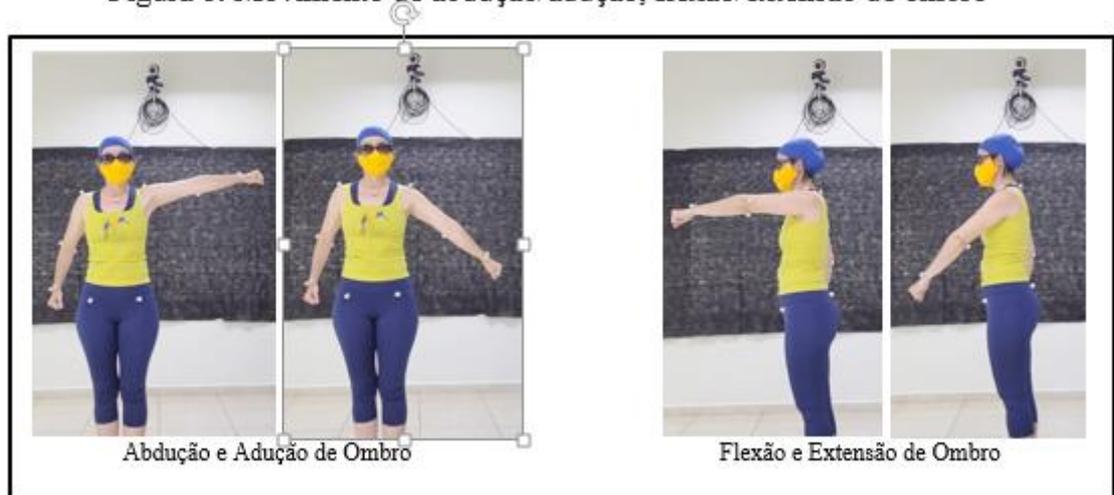
Posição Inicial	Movimento	Plano
De pé com as mãos unidas apoiadas sobre o peitoral superior e cotovelos flexionados juntos ao tronco.	Flexão e extensão da coluna cervical	Sagital
De pé com as mãos unidas apoiadas sobre o peitoral superior e cotovelos flexionados juntos ao tronco.	Rotação da coluna lombar/torácica para ambos lados, com menor movimento possível do quadril.	Transversal
De pé com as mãos unidas apoiadas sobre o peitoral superior e cotovelos flexionados juntos ao tronco.	Flexão e extensão da coluna lombar.	Sagital

Fonte: a autora

Após um período de descanso e de verificação dos marcadores, foi solicitado aos participantes que realizassem 10 repetições dos movimentos de: adução/abdução do ombro esquerdo e flexão/extensão do ombro esquerdo (Figura 8), cuja descrição pode ser verificada no

Quadro 3. A velocidade em toda coleta foi controlada por um metrônomo estipulada em 40 batimentos por minuto (BPM).

Figura 8: Movimento de abdução/adução, flexão/extensão de ombro



Fonte: a autora

Quadro 3: Descrição dos movimentos de MMSS

Posição Inicial	Movimento	Plano
De pé, braço esquerdo estendido em posição lateral a 90° do tronco com a mão fechada. Braço direito semi-flexionado afastado a 10cm do quadril	Movimento D Abdução e adução lateral do ombro esquerdo, lado direito não participa do movimento.	Frontal
De pé, braço esquerdo estendido a 90° a frente do tronco com a mão fechada. Braço direito semi-flexionado afastado a 10cm do quadril	Movimento E Flexão e extensão do ombro esquerdo, lado direito permanece parado.	Sagital

Fonte: a autora

### 5.7.5 Processamento dos Dados

#### 5.7.5.1 Corte, interpolação de dados e ajuste de frequência de amostragem entre MOVA3D e QTM

Os vídeos capturados para o MOVA3D foram cortados no frame onde o marcador de sincronização atingiu o solo. O mesmo foi feito no sistema QTM por meio de seu software de visualização dos marcadores. Com ambos arquivos cortados, procedeu-se à verificação da porcentagem de frames válidos com marcadores rastreados, chamado de “acurácia de rastreamento” pelo sistema QTM.

Foram considerados apenas os dados com leitura acima de 90%. Coletas abaixo deste valor foram refeitas ou excluídas. Arquivos com leitura entre 90% e 99% foram revisados e as oclusões ou falhas de rastreamento foram preenchidas por meio de interpolação de dados. Pelo fato das frequências de amostragem entre os sistemas serem diferentes, optou-se por realizar uma amostragem dos dados do QTM (100Hz) até que atingisse a mesma frequência do MOVA3D (30Hz).

#### 5.7.5.2 Cálculo das variáveis angulares no MOVA3D e QTM

Para processamento dos dados do QTM e do MOVA3D foi usado o software de programação Python. A coleta foi separada por movimento e o código de leitura dos ângulos fez o cálculo de sua variação no espaço ao longo do tempo para os 30 participantes de maneira contínua, ou seja, avaliou frame a frame 300 repetições para cada movimento, pois eram repetidos 10 vezes.

Feita essa leitura para a variável de interesse, variação espaço/temporal do ângulo, foram então realizados os cálculos estatísticos. A partir da leitura espaço/temporal dos ângulos também foram calculados o Ângulo Máximo, o Ângulo Mínimo e a Amplitude de Movimento (ADM) em cada um dos movimentos solicitados. No Quadro 4 e na Figura 9 estão a descrição e a visualização dos ângulos envolvidos nos cálculos de cada movimento.

Quadro 4: Descrição das variáveis e seus cálculos nos sistemas QTM e MOVA3D

Variáveis	Qualisys	MOVA3D
<b>Abdução de ombro</b>	Ângulo entre: - acrômio D - acrômio E - ponto médio entre o epicôndilo medial e lateral E	Ângulo entre: - centro articular do ombro D - centro articular do ombro E - centro articular do cotovelo E
<b>Flexão de ombro</b>	Ângulo entre: - ponto médio do epicôndilo medial e lateral E - acrômio E - centro articular do quadril (CODA)	Ângulo entre: - centro articular do cotovelo - centro articular do ombro - centro articular do quadril
<b>Flexão de cabeça</b>	Ângulo entre: - ponto da glabella - ponto médio entre os côndilos da mandíbula D e E - ponto médio entre os acrômios D e E	Ângulo entre: - ponto médio entre os olhos D e E - ponto médio entre as orelhas D e E - ponto médio entre os ombros D e E
<b>Flexão de tronco</b>	Ângulo entre: - Ponto médio dos acrômios D e E - Centróide do quadrilátero formado pelos pontos da espinha ilíaca ântero superior D e E e espinha ilíaca pósterio superior D e E - Ponto médio entre o trocânter maior do fêmur D e E	Ângulo entre: - Ponto médio entre as articulações do ombro D e E - Ponto médio entre as articulações do quadril D e E
<b>Rotação de tronco</b>	Ângulo entre duas retas: - Reta 1: acrômio D e E - Reta 2: trocânter maior do fêmur D e E	Ângulo entre duas retas: - Reta 1: centros articulares dos ombros D e E - Reta 2: centros articulares do quadril D e E

Os ângulos utilizados pelos sistemas foram equivalentes, já os pontos de referência divergiram somente para as articulações dos ombros direito e esquerdo, uma vez que o MOVA3D avaliou a partir do centro articular dos ombros e o QTM a partir dos marcadores inseridos nos acrômios claviculares direito e esquerdo. Nas demais articulações ambos sistemas avaliaram a partir dos centros das articulações.

Figura 9: Visualização das variáveis de Abdução/adução de Ombro, Flexão/extensão de Ombro, Flexão/extensão de Cabeça, Flexão/extensão e Rotação de Tronco, respectivamente.



Fonte: a autora

Para leitura dos vídeos do sistema MOVA3D os pontos foram coletados e submetidos ao filtro Savitzky-Golay para estabilizar os picos que ocorrem neles e que podem ocorrer pela má iluminação, qualidade ruim do vídeo ou foco alterado. Com os pontos filtrados o método escolhido para esse cálculo foi baseado no cosseno do ângulo, como na imagem abaixo.

Figura 10: Fórmula usada para obter os ângulos

$$\cos \theta = \frac{a \cdot b}{|a| |b|}$$

Assim, a função recebe 3 pontos e calcula o ângulo no ponto do meio que foi passado. Para leitura dos ângulos do QTM foi feito o mesmo procedimento uma vez que ele entrega os dados pré-processados, ou seja, gera arquivos numéricos com as coordenadas X, Y e Z de cada marcador. No entanto, não foram aplicados filtros aos dados coletados pelo sistema QTM.

## 6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Como o objetivo desta pesquisa foi avaliar a acurácia entre o sistema QTM e o MOVA3D, foram calculados o erro médio absoluto, o teste T Student e a correlação de Pearson. Para cada variável obtida pelo MOVA3D, vistas sagital e frontal, foi calculado o erro médio absoluto em relação ao QTM, considerado como sendo o valor médio da diferença dos valores encontrados em ambos sistemas. Foi analisado todo o conjunto de dados temporais para cada ângulo em cada articulação e feita a descrição da leitura dos ângulos máximo e mínimo e da ADM.

Foi aplicado o teste T de Student para comparar os erros médios absolutos em cada plano. A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste de Shapiro-wilk, e para o teste de correlação foi utilizado o índice de Pearson por demonstrar a direção e a força entre os dados. Para interpretar os resultados de Pearson foram consideradas correlação baixa (menor que 0,5); moderada (entre 0,5 e 0,75); boa (entre 0,75 e 0,9); e excelente (acima de 0,9). (PORTNEY e WATKINS, 2009)

O teste de correlação de Pearson e o cálculo do erro médio absoluto foram realizados entre os dados do QTM e os dados do MOVA3D com captura na vista frontal e repetido entre os dados do QTM e do MOVA3D com captura na vista sagital, a fim de identificar o plano com menor erro médio absoluto e a melhor correlação em cada movimento avaliado.

## 7. RESULTADOS

A amostra foi constituída por 30 adultos saudáveis, 17 homens e 13 mulheres, apresentou idade média de 32 ( $\pm 9$ ) anos, 72,8 ( $\pm 12,1$ ) kg, 1,69 ( $\pm 0,08$ ) m e IMC 25,3 ( $\pm 3,4$ ) m<sup>2</sup>. A idade dos participantes variou de 19 a 47 anos e o IMC de 20,39 a 36,84m<sup>2</sup>. A tabela 1 mostra a identificação de idade, sexo, peso, altura e IMC dos participantes.

Tabela 1 Descrição individual da amostra em relação a idade, sexo, peso, altura e IMC

Participante	Idade (anos)	Sexo F/M	Peso (KG)	Altura m	IMC m <sup>2</sup>
1	22	M	72,3	1,80	22,31
2	29	M	72	1,70	24,91
3	28	M	59	1,67	21,15
4	38	M	63	1,72	21,29
5	39	M	76	1,70	26,29
6	43	M	75	1,70	25,95

7	25	M	61	1,65	22,40
8	20	M	72	1,80	22,22
9	33	M	80	1,77	25,53
10	26	M	95	1,86	27,45
11	41	M	85	1,81	25,94
12	45	M	104	1,68	36,84
13	27	M	89	1,80	27,46
14	42	F	72	1,67	25,81
15	28	M	99	1,93	26,57
16	23	M	68	1,77	21,70
17	39	M	72	1,62	27,43
18	22	F	58	1,59	22,94
19	23	F	60	1,67	21,51
20	31	F	60	1,73	20,04
21	38	F	74	1,62	28,19
22	30	F	75	1,60	29,29
23	47	F	63	1,63	23,71
24	24	F	68	1,55	28,30
25	19	F	59	1,64	21,93
26	19	F	67	1,63	25,21
27	26	F	74	1,60	28,90
28	47	F	75	1,63	28,22
29	42	F	84	1,70	29,06
30	45	F	50	1,55	20,39

F: feminino; M: masculino / KG: quilogramas / m: metros / m<sup>2</sup>: metros ao quadrado

A tabela 2 se referem aos valores médios dos ângulos máximos, mínimos e da ADM mensurados pelos dois sistemas em relação aos movimentos realizados nos perfis sagital e frontal respectivamente.

Tabela 2: Ângulos máximos, mínimos e ADM, em graus, dos sistemas QTM e MOVA3D para os movimentos de tronco, cabeça e MMSS nos planos sagital e frontal.

MOVIMENTO	QTM			MOVA3D Plano Sagital			MOVA3D Plano Frontal		
	Ângulo Máximo	Ângulo Mínimo	ADM	Ângulo Máximo	Ângulo Mínimo	ADM	Ângulo Máximo	Ângulo Mínimo	ADM
FL_CB	176.19	85.85	90.34	174.16	111.86	62.30	179.78	168.52	11.26
FL_TC	149.02	63.04	85.98	179.99	115.88	64.11	179.99	172.74	7.25
RT_TC	62.02	0.06	61.96	174.05	0.03	174.02	174.05	0.00	174.05
AB_OM	173.28	93.76	79.52	179.99	0.01	179.98	179.99	100.86	79.13
FL_OM	128.88	19.51	109.37	168.52	9.96	158.56	73.82	36.75	37.07

Obs. Os resultados são a média dos movimentos dos 30 participantes. ADM: amplitude de movimento; QTM: Qualisys Track Manager; MMSS; membros superiores; FL\_CB: flexão/extensão de cabeça; FL\_TC: flexão/extensão de tronco; RT\_TC: rotação de tronco; AB\_OM: abdução/adução de ombro; FL\_OM: flexão/extensão de ombro.

Na tabela 3 estão descritos os resultados do erro médio absoluto, ao longo de todo o tempo, entre o sistema padrão ouro, QTM, e o MOVA3D nos planos sagital e frontal, o melhor valor nos planos capturados e o teste T. Considerando-se que o melhor valor de erro médio absoluto é o menor valor, a coluna de “melhor valor” foi composta pelo menor valor de erro médio absoluto entre as capturas dos dois planos do MOVA3D comparado ao QTM.

Tabela 3: Comparação entre o erro médio absoluto, em graus, para os dados espaço/temporais, nos planos sagital e frontal para os movimentos de tronco, cabeça e MMSS.

ERRO MÉDIO ABSOLUTO – DADOS TEMPORAIS				Teste
QUALISYS VS MOVA3D				t (p)
	Vista Sagital	Vista Frontal	Melhor valor	
FL_CB	9,63±19,17	37,44 ±16,33	9,63±19,17	<0,001
FL_TC	34,25±20,36	21,35±14,61	21,35±14,61	<0,001
RT_TC	3,37±35,74	2,61±35,40	2,61±35,40	<0,001
AB_OM	25,79±43,64	16,64±21,03	16,64±21,03	<0,001
FL_OM	43,31±44,81	9,65±27,87	9,65±27,87	<0,001

ADM: amplitude de movimento; QTM: Qualisys Track Manager; MMSS; membros superiores; FL\_CB: flexão/extensão de cabeça; FL\_TC: flexão/extensão de tronco; RT\_TC: rotação de tronco; AB\_OM: abdução/adução de ombro; FL\_OM: flexão/extensão de ombro.

O valor de p do teste T Student (<0,001) indica que os erros médios absolutos obtidos nos planos sagital e frontal diferem significativamente entre si e a coluna de melhor valor mostra que o plano frontal obteve maior acurácia em relação ao QTM.

A tabela 4 apresentada os índices de correlação de Pearson entre os dois sistemas para os movimentos avaliados nos planos sagital e frontal.

Tabela 4: Índice de correlação de Pearson entre QTM e MOVA3D para os movimentos de tronco, cabeça e MMSS, nos planos sagital e frontal

	Plano Sagital		Plano Frontal	
	Pearson	Valor p	Pearson	Valor p
FL_CB	0,001	<0,05	-0.02	<0,05
FL_TC	-0,108	<0,05	-0.01	<0,05
RT_TC	-0,008	<0,05	-0.03	<0,05
AB_OM	0,023	<0,05	0,02	<0,05
FL_OM	0,511	<0,05	0.05	<0,05

ADM: amplitude de movimento; QTM: Qualisys Track Manager; MMSS: membros superiores; FL\_CB: flexão/extensão de cabeça; FL\_TC: flexão/extensão de tronco; RT\_TC: rotação de tronco; AB\_OM: abdução/adução de ombro; FL\_OM: flexão/extensão de ombro; DP: desvio padrão; Pearson: índice de correlação de Pearson.

A correlação foi fraca entre o sistema QTM e o MOVA3D para os movimentos de flexão/extensão de cabeça, flexão/extensão de tronco, rotação de tronco, abdução/adução de ombro nos planos sagital e frontal, já o movimento de flexão/extensão de ombro teve correlação fraca no plano frontal e moderada no plano sagital. O valor de p (<0,05) mostra que em todas variáveis analisadas houve diferença estatisticamente significativa entre os sistemas.

## 8. DISCUSSÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar a acurácia entre variáveis cinemáticas de membros superiores, tronco e cabeça calculadas pelo sistema MOVA3D, um sistema de captura e análise de movimento em três dimensões sem marcadores com uso de uma única câmera RGB, em comparação ao QTM, sistema padrão ouro. Também teve como objetivo verificar se há diferenças quando os movimentos fossem avaliados sendo capturados pelo MOVA3D em dois planos distintos sagital e frontal.

O MOVA3D quando comparado ao QTM apresentou erro médio angular absoluto variando de 2,61° para o movimento de rotação de tronco na vista frontal a 43,31° para o movimento de flexão de ombro na vista sagital, se considerados todos os valores em ambos os planos de captura do MOVA3D. Quando consideramos somente os melhores resultados obtidos nos planos sagital e frontal, o erro varia de 2,61° para o movimento de rotação de tronco na vista frontal a 21,35° para o movimento de flexão de tronco na vista frontal.

Ao comparar os resultados do erro absoluto nos planos sagital e frontal, podemos verificar que o vídeo gravado no plano frontal apresenta os melhores resultados, exceto para a flexão/extensão de cabeça que obteve melhores resultados no plano sagital. Isso não era esperado uma vez que na vista frontal pode ocorrer o efeito de paralaxe, portanto há a

possibilidade de que a biblioteca de códigos abertos da Googleo utilizados, MediaPipe, tenha sido mais treinada neste ângulo em seu desenvolvimento.

Assim, recomenda-se que os movimentos de flexão/extensão e rotação de tronco e flexão/extensão e abdução de ombro sejam coletados na vista frontal, e movimentos de flexão/extensão de cabeça sejam coletados na vista sagital. Nossa hipótese era de que erros menores seriam observados caso o movimento ocorresse no mesmo plano da coleta, entretanto este padrão não pode ser observado para os movimentos de flexão/extensão de tronco e de ombro. Em estudos futuros as capturas do MOVA3D podem ser feitas em outros ângulos no plano transversal ou diagonal a 30°, 45° ou 60° por exemplo, a partir de uma linha frontal para ter sua capacidade melhor explorada.

Em estudo semelhante com uso de Unidade de Medida Inercial (IMU), sensor de dispositivos integrados que medem aceleração e velocidade angular, versus SMART DX 6000 (padrão ouro), foram encontrados erros de até 7,87° graus para o plano de flexão lateral da coluna cervical, de até 11,14° graus para o plano de flexão-extensão e erros de até 25,38° graus para o plano de rotação axial. (LIENGSWANGWONG et al., 2024) Outro estudo com uso de câmera RGB-D em comparação ao padrão ouro Motion Capture, teve resultados de erro médio de flexão/extensão do tronco de 1,9°, de flexão lateral do tronco de 0,6° e rotação de coluna de 0,3° (RAMOS et al., 2019).

Pesquisas entre câmeras Vicon e dispositivo vestível (IMU) obtiveram erros de 6,3° na flexão máxima de tronco, erros de 1,8° na extensão máxima de tronco (HAMERSMA et al., 2020). Outro estudo de comparação entre Vicon e IMU, apresentou erros quadráticos médios de 1,82° ( $\pm 1,00^\circ$ ) na flexão da tronco e 0,71° ( $\pm 0,34^\circ$ ) na extensão (MJØSUND et al., 2017). CAI et al. (2019), compararam o Kinect ao Vicon e encontraram erros variando de 14° a 40,9° para flexão e abdução do ombro durante 4 movimentos funcionais: colocar a mão no ombro contralateral, pentear o cabelo, beber com braço direito e colocar a mão no bolso traseiro.

Observando os valores encontrados na literatura nosso valor do erro médio absoluto está dentro de aceitável, exceto para a flexão de tronco que teve valores altos quando a captura foi feita no plano sagital (34,25°) e no plano frontal (21,35°). Analisando os nossos resultados, pode-se observar desvios-padrão altos para a maior parte das variáveis, o que pode indicar forte presença de ruído nos dados do MOVA3D. Mesmo que a média do erro permaneça razoável, há grande variação na amplitude dos dados (ruído). Em futuros estudos, recomenda-se o pré-processamento dos dados com aplicação de filtros para suavização de ruído, como filtros de passa baixa, passa alta e savitzky-golay também nos dados do QTM.

Houve diferença estatisticamente significativa entre as médias das variáveis do MOVA3D e do QTM. Nosso estudo também demonstrou haver correlação moderada entre os sistemas apenas para a variável flexão de ombro capturada no plano sagital ( $IC=0,511$ ). No restante das variáveis, não houve associação entre os ângulos medidos pelo MOVA3D e o Qualisys. Este fato pode ter ocorrido devido a problemas na sincronização das coletas, frequências de captura ou mesmo ruído dos dados.

As coletas foram sincronizadas em seu início pela soltura de um marcador esférico ao chão e, ao final, de maneira visual (término do movimento no vídeo e na visualização da tela do sistema Qualisys). As diferentes frequências de captura dos sistemas MOVA3D (30Hz) e Qualisys (100Hz) exigiu o tratamento dos dados do Qualisys através de down sampling. Estes dois fatores podem ter influenciado no pareamento dos dados e, portanto, no resultado da associação entre eles. Isso pode ser melhorado em estudos posteriores ajustando previamente as frequências de captura dos sistemas, reduzindo a do QTM ou aumentando a do MOVA3D.

Importante ressaltar que a maioria dos estudos que buscam validar uma tecnologia alternativa ao padrão ouro na literatura faz a validação de sistemas desenvolvidos com câmeras de profundidade, como é o caso do sensor Kinect, que consiste em sensores RGB comuns e de profundidade. A adição de dados de profundidade à imagem, nestes casos pode ter influência melhorando os resultados obtidos.

Estes estudos encontraram associações de baixa a forte para o Kinect em movimentos dos MMSS (0,20 a 0,88) (CAI et al., 2019) e moderada a alta (0,47 a 0,75) (Chen et al., 2022). A confiabilidade do Kinect foi analisada em comparação ao sistema Vicon para flexão, extensão e rotação de tronco. Exibiram confiabilidade de boa a excelente (0,849 a 0,979) para ângulos mínimos e máximos e ADM (RAMOS et al., 2019; WENGHOFER et al. 2024).

O MOVA3D, por outro lado, tem a vantagem de usar somente uma câmera RGB como as webcams ou as câmeras de aparelhos celulares, com apenas uma lente (visão monocular). São as mais comuns no cotidiano de nossa sociedade, uma vez que representam a maior parte das câmeras embutidas em smartphones vendidos mundialmente. Isso abre a possibilidade de uso do MOVA3D através desses dispositivos de maneira muito prática, pois não seria preciso adaptar dispositivos externos para captura de movimentos.

## **9. CONCLUSÃO**

A comparação entre os sistemas indicam acurácia quanto aos valores de erro médio absoluto para os movimentos de flexão/extensão de cabeça, rotação de tronco, abdução/adução de ombro e flexão/extensão de ombro. Os melhores resultados foram para os vídeos gravados

no plano frontal, com ressalva do movimento de flexão de cabeça que teve melhores resultados no plano sagital. Houve diferença estatisticamente significativa as medidas realizadas nos diferentes planos, em todas variáveis testadas comparadas entre si e cada plano com o padrão ouro. Nosso sistema apresentou associação moderada ao padrão ouro para a flexão de ombro capturada no plano sagital e no restante das variáveis não houve associação entre os ângulos medidos por ambos sistemas. Ajustes ainda são necessários para que o MOVA3D possa ter sua capacidade confirmada em relação ao QTM.

## 10 REFERÊNCIAS

- AGUSTSSON, A. et al. Validity and reliability of an iPad with a three-dimensional camera for posture imaging. **Gait & Posture**, v. 68, p. 357–362, 1 fev. 2019. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.12.018. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30580201/> Acesso em: 13 jan. 2024.
- AIRÒ FARULLA, G. et al. Vision-Based Pose Estimation for Robot-Mediated Hand Telerehabilitation. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 16, n. 2, p. 1-16, 5 fev. 2016. Doi: 10.3390/s16020208. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/16/2/208> Acesso em: 20 dez. 2023
- ALBERT, J. A. et al. Evaluation of the Pose Tracking Performance of the Azure Kinect and Kinect v2 for Gait Analysis in Comparison with a Gold Standard: A Pilot Study. **Sensors**, v. 20, n. 18, p. 1-22, jan. 2020. Doi: 10.3390/s20185104. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/18/5104> Acesso em: 13 jan. 2024.
- ALMASI, S. et al. Kinect-Based Rehabilitation Systems for Stroke Patients: A Scoping Review. **BioMed Research International**, v. 2022, p. 1-16, 27 mar. 2022. Doi: 10.1155/2022/4339054. Disponível em: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2022/4339054/> Acesso em: 13 jan. 2024.
- ALMEIDA, L. P. DE et al. Correlation between MOVA3D, a Monocular Movement Analysis System, and Qualisys Track Manager (QTM) during Lower Limb Movements in Healthy Adults: A Preliminary Study. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 20, n. 17, p. 1-11, jan. 2023. Doi: 10.3390/ijerph20176657. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1660-4601/20/17/6657> Acesso em: 13 jan. 2024.
- AMJAD, F. et al. Effects of non-surgical decompression therapy in addition to routine physical therapy on pain, range of motion, endurance, functional disability and quality of life versus routine physical therapy alone in patients with lumbar radiculopathy; a randomized controlled trial. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 23, n. 1, p. 1-12, 16 mar. 2022. Doi: 10.1186/s12891-022-05196-x. Disponível em: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-022-05196-x> Acesso em: 13 jan. 2024.
- ARAC, A. et al. DeepBehavior: A Deep Learning Toolbox for Automated Analysis of Animal and Human Behavior Imaging Data. **Frontiers in Systems Neuroscience**, v. 13, p. 1-12, mai. 2019. Doi: 10.3389/fnsys.2019.00020. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnsys.2019.00020/full> Acesso em: 13 jan. 2024.
- ARAUJO, P. D. A. **Analisando técnicas de captura de movimento**. Orientador: Esteban Walter Gonzalez Clua. 2015. 71F. Trabalho (Conclusão de Curso) – Departamento de Computação, Universidade Federal Fluminense – UFF, 2015. Disponível em: <https://app.uff.br/riuff/bitstream/handle/1/5701/Monografia%20Final.pdf;jsessionid=BED6A20C2F1F8CDFC00D14603C1806FA?sequence=1> Acesso em: 10 jul.2023.
- ARUNDALE, A. J. H. et al. Jump performance in male and female football players. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 28, n. 2, p. 606–613, 1 fev. 2020. Doi: 10.1007/s00167-019-05747-1. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05747-1> Acesso em: 13 jan. 2024.

BECKER, L. **Evaluation of joint angle accuracy using markerless silhouette-based tracking and hybrid tracking against traditional marker tracking**. [s.l.: s.n.]. Orientadores: Jürgen Edelmann-Nusser e Philipp Russ. 2016. Tese para: Mestrado em Ciências, Ciências do Esporte, Instituto do Desporto. University of Magdeburg, Germany, 2016. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/294579661\\_Evaluation\\_of\\_joint\\_angle\\_accuracy\\_using\\_markerless\\_silhouette-based\\_tracking\\_and\\_hybrid\\_tracking\\_against\\_traditional\\_marker\\_tracking](https://www.researchgate.net/publication/294579661_Evaluation_of_joint_angle_accuracy_using_markerless_silhouette-based_tracking_and_hybrid_tracking_against_traditional_marker_tracking) Acesso em: 13 jan. 2024.

BURGER, B.; PUUPPONEN, A.; JANTUNEN, T. Synchronizing eye tracking and optical motion capture: How to bring them together. **Journal of Eye Movement Research**, v. 11, n. 2, p. 1-16, 2018. Doi: 10.16910/jemr.11.2.5. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7733527/> Acesso em: 13 jan. 2024.

CAI, L. et al. Validity and Reliability of Upper Limb Functional Assessment Using the Microsoft Kinect V2 Sensor. **Applied Bionics and Biomechanics**, v. 2019, n. 1, p. 7175240, 2019. Doi: 10.1155/2019/7175240. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1155/2019/7175240> Acesso em: 20 jul. 2024

CARVALHO, T. L. **Sistema para Análise da Marcha Humana Baseado em Múltiplos Sensores Kinect v2**. Orientadores: Anselmo Frizzera Neto e Teodiano Freire Bastos. 2018. 93f. Dissertação – Engenharia Elétrica - Universidade Federal do Espírito Santo, UFES, 2018. Disponível em: <http://repositorio.ufes.br/handle/10/9571> Acesso em: 14 jan. 2024.

CATTANEO, A. et al. Assessing the Accuracy of the Azure Kinect for Telerehabilitation After Breast Cancer Surgery. Em: **dHealth 2023**. [s.l.] IOS Press, v. 301, p. 83–88, mai. 2023. Doi: 10.3233/SHTI230017. Disponível em: <https://ebooks.iospress.nl/doi/10.3233/SHTI230017> Acesso em: 14 jan. 2024.

CHEN, B. et al. Concurrent validity of a markerless motion capture system for the assessment of shoulder functional movement. **Medicine in Novel Technology and Devices**, v. 15, p. 100131, 1 set. 2022. Doi: 10.1016/j.medntd.2022.100131. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590093522000182> Acesso em: 21 jul. 2024

CLEMENTE, C. et al. Feasibility of 3D Body Tracking from Monocular 2D Video Feeds in Musculoskeletal Telerehabilitation. **Sensors**, v. 24, n. 1, p. 206, jan. 2024. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/24/1/206> Acesso em: 09 fev. 2024

DA SILVA, F. W.; **Um sistema de animação baseado em movimento capturado**. Orientadores: Luiz Carlos Pacheco Rodrigues Velho e Antonio Alberto Fernandes de Oliveira. 1998. 124p. Tese de Doutorado. Master's thesis, LCG da COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1998.

DEFRODA, S. F.; THIGPEN, C. A.; KRIZ, P. K. Two-Dimensional Video Analysis of Youth and Adolescent Pitching Biomechanics: A Tool For the Common Athlete. **Current Sports Medicine Reports**, v. 15, n. 5, p. 350–358, 2016. Doi: 10.1249/JSR.0000000000000295. Disponível em: [https://journals.lww.com/acsm-csmr/fulltext/2016/09000/two\\_dimensional\\_video\\_analysis\\_of\\_youth\\_and.14.aspx](https://journals.lww.com/acsm-csmr/fulltext/2016/09000/two_dimensional_video_analysis_of_youth_and.14.aspx) Acesso em: 14 jan. 2024.

DI BIASE, L. et al. Parkinson's Disease Wearable Gait Analysis: Kinematic and Dynamic Markers for Diagnosis. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 22, n. 22, p. 1-15, 13 nov. 2022. Doi:

10.3390/s22228773. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/22/8773> Acesso em: 14 jan. 2024.

DINIZ, R. et al. Kinematic Comparison of the Roundhouse Kick Between Taekwondo, Karate, and Muaythai. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 35, n. 1, p. 198–204, 1 jan. 2021. Doi: 10.1519/JSC.0000000000002657. Disponível em: [https://journals.lww.com/nsca-jscr/fulltext/2021/01000/kinematic\\_comparison\\_of\\_the\\_roundhouse\\_kick.28.aspx](https://journals.lww.com/nsca-jscr/fulltext/2021/01000/kinematic_comparison_of_the_roundhouse_kick.28.aspx) Acesso em: 14 jan. 2024.

DOBKIN, B. H. Wearable motion sensors to continuously measure real-world physical activities. **Current Opinion in Neurology**, v. 26, n. 6, p. 602–608, dez. 2013. Doi: <https://doi.org/10.1097/wco.000000000000026>. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24136126/> Acesso em: 14 jan. 2024.

EICHLER, S. et al. The Effectiveness of Telerehabilitation as a Supplement to Rehabilitation in Patients After Total Knee or Hip Replacement: Randomized Controlled Trial. **JMIR rehabilitation and assistive technologies**, v. 6, n. 2, p. 1-12, 7 nov. 2019. Doi: 10.2196/14236. Disponível em: <https://rehab.jmir.org/2019/2/e14236/> Acesso em: 27 dez. 2023

GAO, Z.-X. et al. Comparison of Kinematic Alignment and Mechanical Alignment in Total Knee Arthroplasty: A Meta-analysis of Randomized Controlled Clinical Trials. **Orthopaedic Surgery**, v. 12, n. 6, p. 1567–1578, dez. 2020. Doi: 10.1111/os.12826. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/os.12826> Acesso em: 14 jan. 2024.

GEELLEN, J. E. et al. MarkerLess Motion Capture: ML-MoCap, a low-cost modular multi-camera setup. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference**, v. 2021, p. 4859–4862, nov. 2021. Doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9629749. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34892297/> Acesso em: 14 jan. 2024.

GIOVANINI, F. L. **Um Sistema Óptico de Captura de Movimentos Baseado em Esqueleto Hierárquico Utilizando a Biblioteca ARTToolkit**. Orientador: Antonio Carlos Sementille. 2007. 127f. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) – Centro Universitário Eurípides de Marília, Fundação de Ensino Eurípides Soares da Rocha, Marília, 2007. Disponível em: <https://aberto.univem.edu.br/bitstream/handle/11077/341/Um%20sistema%20C3%B3ptico%20de%20captura%20de%20movimentos%20baseado%20em%20esqueleto%20hier%C3%A1rquico%20utilizando%20a%20biblioteca%20artoolkit.pdf?sequence=1&isAllowed=y> Acesso em: 14 jan. 2024.

GOMIDE, J.; TANNURE, M.; MEDEIROS, J. Desenvolvimento de Jogos Digitais com a Tecnologia da Captura de Movimento para Animação **Research Gate**, p. 1-36, 2018. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/308166426\\_Desenvolvimento\\_de\\_Jogos\\_Digitais\\_com\\_a\\_Tecnologia\\_da\\_Captura\\_de\\_Movimento\\_para\\_Animacao](https://www.researchgate.net/publication/308166426_Desenvolvimento_de_Jogos_Digitais_com_a_Tecnologia_da_Captura_de_Movimento_para_Animacao) Acesso em: 14 jan. 2024.

GROOTEN, W. J. A. et al. Reliability and validity of a novel Kinect-based software program for measuring posture, balance and side-bending. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 19, n. 1, p. 6, 8 jan. 2018. Doi: 10.1186/s12891-017-1927-0. Disponível em: <https://bmcmusculoskeletaldisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-017-1927-0> Acesso em: 14 jan. 2024.

HAMERSMA, D. T. et al. Reliability and validity of the Microgate Gyko for measuring range of motion of the low back. **Musculoskeletal Science and Practice**, v. 45, p. 102091, 1 fev. 2020. Doi: 10.1016/j.msksp.2019.102091. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2468781219302814> Acesso em: 21 jul. 2024

HESSE, N. et al. Concurrent Validity of a Custom Method for Markerless 3D Full-Body Motion Tracking of Children and Young Adults Based on a Single RGB-D Camera. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 31, p. 1943–1951, 2023. Doi: 10.1109/TNSRE.2023.3251440. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/10057424> Acesso em: 14 jan. 2024.

HILL, C. N. et al. Effect of osteopathic manipulation on gait asymmetry. **Journal of Osteopathic Medicine**, v. 122, n. 2, p. 85–94, 18 nov. 2021. Doi: 10.1515/jom-2021-0046. Disponível em: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/jom-2021-0046/html> Acesso em: 14 jan. 2024.

HWANG, M.; LEE, S.; LIM, C. Effects of the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Technique on Scapula Function in Office Workers with Scapula Dyskinesis. **Medicina (Kaunas, Lithuania)**, v. 57, n. 4, p. 332, 1 abr. 2021. Doi: 10.3390/medicina57040332. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1648-9144/57/4/332> Acesso em: 14 jan. 2024.

SILVA, Rafael. **Kinect é anunciado no Brasil por preço não muito atraente**. TechTudo 2010. Disponível em: <https://www.techtudo.com.br/noticias/2010/12/kinect-e-anunciado-no-brasil-por-preco-nao-muito-atraente.ghtml> Acesso em: 12 set 2024.

KITAGO, T. et al. Improvement after constraint-induced movement therapy: recovery of normal motor control or task-specific compensation? **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 27, n. 2, p. 99–109, fev. 2013. Doi: 10.1177/1545968312452631. Disponível em: [https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968312452631?url\\_ver=Z39.88-2003&rfr\\_id=ori:rid:crossref.org&rfr\\_dat=cr\\_pub%20%200pubmed](https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968312452631?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%20%200pubmed) Acesso em: 14 jan. 2024.

KOTSIFAKI, A. et al. Single leg vertical jump performance identifies knee function deficits at return to sport after ACL reconstruction in male athletes. **British Journal of Sports Medicine**, v. 56, n. 9, p. 490–498, maio 2022. Doi: 10.1136/bjsports-2021-104692. Disponível em: <https://bjsm.bmj.com/content/56/9/490.long> Acesso em: 14 jan. 2024.

KUZNETSOV, N. A. et al. Validity and reliability of smartphone orientation measurement to quantify dynamic balance function. **Physiological Measurement**, v. 39, n. 2, p. 1-13, 26 fev. 2018. Doi: 10.1088/1361-6579/aaa3c2. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29271351/> Acesso em: 14 jan. 2024.

KWAKKEL, G. et al. Standardized measurement of quality of upper limb movement after stroke: Consensus-based core recommendations from the Second Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable. **International Journal of Stroke: Official Journal of the International Stroke Society**, v. 14, n. 8, p. 783–791, out. 2019. Doi: 10.1177/1747493019873519. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31510885/> Acesso em: 14 jan. 2024.

LAFAYETTE, T. B. DE G. et al. Validation of Angle Estimation Based on Body Tracking Data from RGB-D and RGB Cameras for Biomechanical Assessment. **Sensors (Basel, Switzerland)**,

v. 23, n. 1, p. 1-22, 20 dez. 2022. Doi: 10.3390/s23010003. Disponível em:  
<https://www.mdpi.com/1424-8220/23/1/3> Acesso em: 14 jan. 2024.

LEITE, E. D. O. **Animação gráfica da marcha humana com dados coletados pelo sensor Kinect**. Orientador: Glauco Ferreira Gazel Yared. 2021. 78f. TCC - Engenharia da Computação do Instituto de Ciências Exatas e Aplicadas. Universidade Federal de Ouro Preto, UFOP, 2021. Disponível em:  
[https://monografias.ufop.br/bitstream/35400000/3501/6/MONOGRRAFIA\\_Animac%C3%A3oGr%C3%A1ficaMarcha.pdf](https://monografias.ufop.br/bitstream/35400000/3501/6/MONOGRRAFIA_Animac%C3%A3oGr%C3%A1ficaMarcha.pdf) Acesso em: 14 jan. 2024.

LIENGSWANGWONG, W. et al. Validity of Inertial Measurement Unit (IMU Sensor) for Measurement of Cervical Spine Motion, Compared with Eight Optoelectronic 3D Cameras Under Spinal Immobilization Devices. **Medical Devices: Evidence and Research**, v. 17, p. 261–269, 16 jul. 2024. Doi: 10.2147/MDER.S475166. Disponível em:  
<https://www.dovepress.com/validity-of-inertial-measurement-unit-imu-sensor-for-measurement-of-ce-peer-reviewed-fulltext-article-MDER> Acesso em: 25 jul. 2024

LOURA, D. DE S. A. et al. Reconstrução 3D de Objetos com Kinect e Câmera Digital. **Revista Eletrônica de Iniciação Científica em Computação**, v. 16, n. 6, p. 1-17, 8 dez. 2018. Disponível em: <https://seer.ufrgs.br/index.php/reic/article/view/83394/51078> Acesso em: 14 jan. 2024.

LUGARESI, C. et al. MediaPipe: A Framework for Building Perception Pipelines. **Google Research**, v. 14, p. 1-9, jun. 2019. Disponível em: <http://arxiv.org/abs/1906.08172>. Acesso em: 31 jul. 2024

MANCINI, J. et al. Abnormal Foot Progression Angle Kinematics in Cervical Dystonia Improved After Osteopathic Manipulative Medicine: A Prospective Case Series. **Cureus**, v. 14, n. 6, p. 1-6, jun. 2022. Doi: 10.7759/cureus.26459. Disponível em:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9338781/> Acesso em: 14 jan. 2024.

MENOLOTTO, M. et al. Motion Capture Technology in Industrial Applications: A Systematic Review. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 20, n. 19, p. 1-23, out. 2020. Doi: 10.3390/s23052656. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/19/5687> Acesso em: 14 jan. 2024.

MJØSUND, H. L. et al. Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 18, n. 1, p. 124, 21 mar. 2017. Doi: 10.1186/s12891-017-1489-1. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1489-1> Acesso em: 18 jul. 2024

MOKHLESPOUR ESFAHANI, M. I. et al. Trunk Motion System (TMS) Using Printed Body Worn Sensor (BWS) via Data Fusion Approach. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 17, n. 1, p. 112, jan. 2017. Doi: 10.3390/s17010112. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/1/112> Acesso em: 14 jan. 2024.

MONTJOHNSON, A. et al. Laboratory-Based Examination of the Reliability and Validity of Kinematic Measures of Wrist and Finger Function Collected by a Telerehabilitation System in Persons with Chronic Stroke. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 23, n. 5, p. 2656, fev. 2023. Doi:

10.3390/s23052656. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/5/2656> Acesso em: 14 jan. 2024.

MOON, G.; CHANG, J. Y.; LEE, K. M. Camera Distance-Aware Top-Down Approach for 3D Multi-Person Pose Estimation From a Single RGB Image. **2019 IEEE/CVF International Conference on Computer Vision (ICCV)**, p. 10132–10141, out. 2019. Doi: 10.1109/ICCV.2019.01023. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9010999/> Acesso em: 14 jan. 2024.

MORO, M. et al. Markerless vs. Marker-Based Gait Analysis: A Proof of Concept Study. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 22, n. 5, p. 2011, mar. 2022. Doi: 10.3390/s22052011. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/5/2011> Acesso em: 14 jan. 2024.

MOURA, E. G. X.; OLIVEIRA, H. B. DE; NAGEM, D. A. P. Desenvolvimento de um sistema de captura de baixo custo destinado a determinação da cinemática humana. **Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde**, v. 5, n. 4, p. 13-20, 23 fev. 2016. Doi: 10.18816/r-bits.v5i4.8668. Disponível em: <https://repositorio.ufrn.br/handle/123456789/29443> Acesso em: 14 jan. 2024.

OSAWA, K. et al. Telerehabilitation System Based on OpenPose and 3D Reconstruction with Monocular Camera. **Journal of Robotics and Mechatronics**, v. 35, n. 3, p. 586–600, 2023. Doi: 10.20965/jrm.2023.p0586. Disponível em: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jrobomech/35/3/35\\_586/\\_article/-char/ja/](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jrobomech/35/3/35_586/_article/-char/ja/) Acesso em: 14 jan. 2024.

PALSSON, T. S. et al. Assessment of range and quality of neck movement using a smartphone-based application. **Musculoskeletal Science & Practice**, v. 41, p. 64–69, jun. 2019. Doi: 10.1016/j.msksp.2019.01.002. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S2468781218303862?via%3Dihub> Acesso em: 14 jan. 2024.

Portney, L. G. Watkins, M. P. **Foundations of clinical research: applications to practice**. Upper Saddle River, NJ: Pearson/Prentice Hall. 2009. p. 11-15.

RAMOS, W. C.; BEANGE, K. H. E.; GRAHAM, R. B. Concurrent validity of a custom computer vision algorithm for measuring lumbar spine motion from RGB-D camera depth data. **Medical Engineering & Physics**, v. 96, p. 22–28, 1 out. 2021. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453321000953> Acesso em: 20 jul.2024

REIS FILHO, I. J. D. **Captura e reconstrução da marcha humana utilizando marcadores passivos**. Orientador Mario Augusto de Souza Liziér., 2016. 73f. Dissertação - Ciência da Computação da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, 2016. Disponível em: <https://repositorio.ufscar.br/bitstream/handle/ufscar/8067/DissIJRF.pdf?sequence=1&isAllowed=y> Acesso em: 14 jan. 2024.

REMATAS, K. et al. **Soccer on Your Tabletop**. IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR). **Anais**. Salt Lake City, UT: IEEE, p. 1-10, jun. 2018. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8578596/>. Acesso em: 21 jul. 2023

ROCHA, A. P. et al. System for automatic gait analysis based on a single RGB-D camera. **PLoS One**, v. 13, n. 8, p. 1-24, 2018. Doi: 10.1371/journal.pone.0201728. Disponível em:

<https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0201728> Acesso em: 14 jan. 2024.

RODRIGUES, T. B. et al. Human gait assessment using a 3D marker-less multimodal motion capture system. **Multimedia Tools and Applications**, v. 79, n. 3, p. 2629–2651, jan. 2020. Doi: 10.1007/s11042-019-08275-9. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11042-019-08275-9> Acesso em: 14 jan. 2024.

SILVA, A. F. et al. Integrated Analysis of Young Swimmers' Sprint Performance. **Motor Control**, v. 23, n. 3, p. 354–364, jul. 2019. Doi: 10.1123/mc.2018-0014. Disponível em: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/mcj/23/3/article-p354.xml> Acesso em: 14 jan. 2024.

SWART, J.; HOLLIDAY, W. Cycling Biomechanics Optimization-the (R) Evolution of Bicycle Fitting. **Current Sports Medicine Reports**, v. 18, n. 12, p. 490–496, dez. 2019. Doi: 10.1249/JSR.0000000000000665. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31834181/> Acesso em: 14 jan. 2024.

SZCZĘSNA, A.; BŁASZCZYSZYN, M.; PAWLYTA, M. Optical motion capture dataset of selected techniques in beginner and advanced Kyokushin karate athletes. **Scientific Data**, v. 8, n. 1, p. 13, jan. 2021. Doi: 10.1038/s41597-021-00801-5. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33462240/> Acesso em: 14 jan. 2024.

VEIGA, S. et al. Kinematic Analysis of the Underwater Undulatory Swimming Cycle: A Systematic and Synthetic Review. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 19, n. 19, p. 1-26, set. 2022. Doi: 10.3390/ijerph191912196. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1660-4601/19/19/12196> Acesso em: 14 jan. 2024.

VILAS-BOAS, M. DO C. et al. Full-body motion assessment: Concurrent validation of two body tracking depth sensors versus a gold standard system during gait. **Journal of Biomechanics**, v. 87, p. 189–196, 18 abr. 2019. Doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.03.008. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929019301861?via%3Dihub> Acesso em: 14 jan. 2024.

VILLEPINTE, C. et al. Responsiveness of kinematic and clinical measures of upper-limb motor function after stroke: A systematic review and meta-analysis. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 64, n. 2, p. 1-11, mar. 2021. Doi: 10.1016/j.rehab.2020.02.005. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877065720300592?via%3Dihub> Acesso em: 14 jan. 2024.

VONSTAD, E. K. et al. Comparison of a Deep Learning-Based Pose Estimation System to Marker-Based and Kinect Systems in Exergaming for Balance Training. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 20, n. 23, p. 1-16, 4 dez. 2020. Doi:10.3390/s20236940. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/23/6940> Acesso em: 14 jan. 2024.

VOX, J. P. et al. An Evaluation of Motion Trackers with Virtual Reality Sensor Technology in Comparison to a Marker-Based Motion Capture System Based on Joint Angles for Ergonomic Risk Assessment. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 21, n. 9, p. 1-32, 1 maio 2021. Doi:

10.3390/s21093145. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/9/3145> Acesso em: 14 jan. 2024.

WANG, J. et al. Deep 3D human pose estimation: A review. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 210, p. 1-21, 1 set. 2021. Doi: 10.1016/j.cviu.2021.103225. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314221000692?via%3Dihub> Acesso em: 14 jan. 2024.

WENGHOFER, J. et al. Dynamic assessment of spine movement patterns using an RGB-D camera and deep learning. **Journal of Biomechanics**, v. 166, p. 112012, 1 mar. 2024. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929024000897> Acesso em: 20 jul.2024

WILLWACHER, S. et al. [Motion analysis systems in research and for practicing orthopedists]. **Orthopadie (Heidelberg, Germany)**, v. 52, n. 8, p. 610–617, ago. 2023. Doi: 10.1007/s00132-023-04404-3. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37391676/> Acesso em: 14 jan. 2024.

YANG, S. X. M. et al. Markerless motion capture systems for tracking of persons in forensic biomechanics: an overview. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization**, v. 2, n. 1, p. 46–65, 2 jan. 2014. Doi:10.1080/21681163.2013.834800. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/21681163.2013.834800> Acesso em: 14 jan. 2024.

ZHANG, Z. et al. AdaFuse: Adaptive Multiview Fusion for Accurate Human Pose Estimation in the Wild. **International Journal of Computer Vision**, v. 129, n. 3, p. 703–718, 1 mar. 2021. DOI: 10.1007/s11263-020-01398-9. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11263-020-01398-9> Acesso em: 14 jan. 2024.

## ANEXO A

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado (a) Senhor (a)

Esta pesquisa é sobre **ACURÁCIA DO SISTEMA MOVA3D PARA ANÁLISE CINEMÁTICA DE TRONCO CABEÇA E MEMBROS SUPERIORES: UM ESTUDO COMPARATIVO COM PADRÃO OURO QUALISYS TRACK MANAGER** para membros superiores e está sendo desenvolvida por Danielle de Oliveira Felipe, sob orientação de Thomaz Nogueira Burke, do Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul. Seu título é **ACURÁCIA DO SISTEMA MOVA3D PARA ANÁLISE CINEMÁTICA: UM ESTUDO COMPARATIVO COM PADRÃO OURO QUALISYS TRACK MANAGER**. O objetivo do estudo é validar um sistema de análise de movimento para membros superiores em três dimensões, comparando seus resultados com os de um sistema comercial de uso profissional.

A sua colaboração será necessária para responder a um questionário breve, que demora 3 minutos, contendo dados pessoais como idade, peso, altura. Para coleta de dados será solicitado que realize quatro diferentes exercícios em frente às câmeras que analisarão o seu movimento corporal. Os exercícios de movimentação dos membros superiores serão executados em pé e somente com o peso do seu corpo, sem adição de carga externa.

Informamos que os riscos da sua participação são mínimos, e referem-se ao tempo dedicado para coleta de dados. Demora em média 15 minutos e será organizada para que não fique esperando, ao chegar já irá participar. Quanto a execução, são movimentos simples que estão dentro das capacidades funcionais exercidas no dia a dia, de maneira que não oferecem riscos a qualquer pessoa selecionada a partir dos critérios de inclusão e exclusão. No entanto, caso haja algum desconforto o participante será assistido pela pesquisadora que o acompanhará até a Unidade Básica de Saúde mais próxima, sito à R. São Cosme e Damião, 1184-1250 - Vila Progresso, Campo Grande – MS, e terá os gastos, comprovadamente decorrentes da sua participação na pesquisa, custeados pela mesma.

Você pode entrar em contato com a pesquisadora a qualquer momento para esclarecimento de eventuais dúvidas pelo e-mail e contato telefônico informados, se necessário haverá toda assistência e em caso de algum dano em função da sua participação nesse estudo fica garantida a devida indenização, conforme Resolução CNS/MS nº466/2012.

Sua participação é voluntária, isto é, a qualquer instante poderá se recusar a responder qualquer pergunta, realizar qualquer teste ou desistir de participar e retirar seu consentimento, sem justificar, em qualquer momento da pesquisa, sem sofrer qualquer penalização ou prejuízo. Os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, permanecerão sob guarda e responsabilidade da pesquisadora, por um período de cinco anos após seu término. O estudo poderá ser publicado em revistas e congressos na área da Saúde e áreas afins, além de eventos acadêmicos ou profissionais que possam envolver a temática abordada, de modo a colaborar com a pesquisa científica, passando, assim, os participantes a concordarem com tais publicações.

Ao colaborarem com o estudo estarão exercendo um papel fundamental para o desenvolvimento de uma tecnologia mais acessível aos profissionais do movimento cujo uso viabilizará a análise biomecânica. Tendo uma expectativa de em um futuro próximo tê-la disponível poderá beneficiar o próprio participante em duas situações.

Caso precise passar por reabilitação o software poderá ser usado pelo profissional que o atender e por você mesmo para direcioná-lo na execução dos movimentos

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

recomendados. Também para quantificação dos seus movimentos no exercício de alguma modalidade esportiva da qual venha participar com foco em saúde ou desempenho, o software poderá ser usado por você e pelo profissional que o acompanhar.

O voluntário não terá nenhuma despesa ao participar da pesquisa e não haverá nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por tua participação. Ainda, caso ocorra algum dano comprovadamente decorrente de tua participação no estudo, será compensado conforme determina a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Apresenta-se o TCLE em duas vias (uma fica com o pesquisador e a outra fica com o participante) que devem ser rubricadas suas páginas pelo participante da pesquisa e pelo pesquisador e na última página do referido documento devem constar as assinaturas do participante e do pesquisador. Os pesquisadores estarão a tua disposição para qualquer esclarecimento que considere necessário em qualquer etapa da pesquisa.

Campo Grande, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura da pesquisadora responsável

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante

#### AUTORIZAÇÃO QUANTO AO USO DE IMAGEM

É dada a você a garantia de compromisso e confidencialidade dos dados utilizados preservando integralmente seu anonimato e imagem, e não estigmatização do participante, conforme determina a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Afirmo, portanto, que entendo os métodos que serão usados para a coleta de dados, assim como, estou ciente da necessidade da gravação em câmeras de vídeo, portanto AUTORIZO, por meio deste termo, os pesquisadores a realizarem a gravação da minha imagem de acordo com os exercícios solicitados, sem custos financeiros a nenhuma parte.

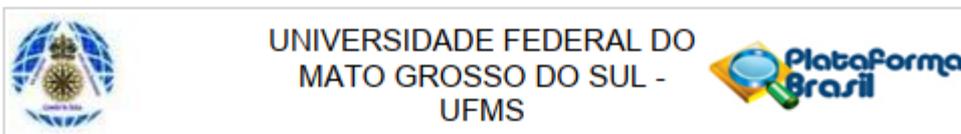
Campo Grande, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura da pesquisadora responsável

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante

Contato com o Pesquisador (a) Responsável: Caso necessite de maiores informações sobre o presente estudo, favor ligar ou enviar uma mensagem para a pesquisadora Danielle de Oliveira Felipe Telefone: (67)99215-2947 Endereço eletrônico: danita.felipe@gmail.com; endereço comercial: Rua da Sequóia, 115. B. Tiradentes, CEP: 79041-101. Campo Grande –MS ou para o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal localizado no Campus da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, prédio das Pró-Reitorias ‘Hércules Maymone’ – 1º andar, CEP: 79070900. Campo Grande – MS. e-mail: cepconep.propp@ufms.br; telefone: 3345-7187; atendimento ao público: 07:30-11:30 no período matutino e das 13:30 às 17:30 no período vespertino.

## ANEXO B



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** VALIDAÇÃO CONCORRENTE DO MOVA3D PARA ANÁLISE CINEMÁTICA DE MEMBRÓS SUPERIORES: UM ESTUDO COMPARATIVO COM PADRÃO OUTRO QUALISYS TRACK MANAGER

**Pesquisador:** DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 60891722.7.0000.0021

**Instituição Proponente:** INISA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 5.713.679

#### Apresentação do Projeto:

Será uma pesquisa quantitativa com abordagem observacional analítica, com natureza aplicada, de caráter transversal com método comparativo. Com objetivo de Validar um sistema de captura e análise de movimento em 3 dimensões (MOVA3D) sem uso de marcadores, em comparação ao Qualisys Track Manager, para quantificação de movimentos biomecânicos dos membros superiores com uso de câmeras RGB de duas dimensões. Será desenvolvida no Laboratório de Análise do Movimento na Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais de Campo Grande (APAE/CG). Trinta adultos saudáveis serão recrutados para coleta de dados.

#### Objetivo da Pesquisa:

Validar um sistema de captura e análise de movimento em 3 dimensões (MOVA3D) sem uso de marcadores, em comparação ao Qualisys Track Manager (QTM), padrão ouro, para quantificação de movimentos biomecânicos dos MMSS com uso de câmeras RGB de duas dimensões.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Quanto a execução, são movimentos simples que estão dentro das capacidades funcionais exercidas no dia a dia, de maneira que não oferecem riscos a qualquer pessoa selecionada a partir dos critérios de inclusão e exclusão. No entanto, caso haja algum desconforto o participante será assistido pela pesquisadora que o acompanhará até a Unidade Básica de Saúde mais próxima, sito à R. São Cosme e Damião, 1184-1250 - Vila Progresso, Campo Grande – MS, e terá os gastos,

**Endereço:** Av. Costa e Silva, s/nº - Pioneros ç Prédio das Pró-Reitorias ç Hércules Maymone ç ç 1º andar  
**Bairro:** Pioneros **CEP:** 70.070-900  
**UF:** MS **Município:** CAMPO GRANDE  
**Telefone:** (67)3345-7187 **Fax:** (67)3345-7187 **E-mail:** cepconep.propp@ufms.br



Continuação do Parecer: 5.713.679

comprovadamente decorrentes da sua participação na pesquisa, custeados pela mesma. Você pode entrar em contato com a pesquisadora a qualquer momento para esclarecimento de eventuais dúvidas pelo e-mail e contato telefônico informados, se necessário haverá toda assistência e em caso de algum dano em função da sua participação nesse estudo fica garantida a devida indenização, conforme Resolução CNS/MS nº486/2012.

**Benefícios:**

Ao colaborarem com o estudo estarão exercendo um papel fundamental para o desenvolvimento de uma tecnologia mais acessível aos profissionais do movimento cujo uso viabilizará a análise biomecânica. Tendo uma expectativa de em um futuro próximo tê-la disponível poderá beneficiar o próprio participante em duas situações. Caso precise passar por reabilitação o software poderá ser usado pelo profissional que o atender e por você mesmo para direcioná-lo na execução dos movimentos recomendados. Também para quantificação dos seus movimentos no exercício de alguma modalidade esportiva da qual venha participar com foco em saúde ou desempenho, o software poderá ser usado por você e pelo profissional que o acompanhar.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Trinta adultos saudáveis serão recrutados para coleta imagens de movimentos corporais, recrutamento por whatsapp. Dados a serem coletados apresentados na metodologia. Na versão 3 a pesquisadora sanou as questões levantadas quanto a cronograma e informações disponíveis na Plataforma Brasil.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

- 1) Folha de rosto apresentada.
- 2) TCLE apresentado com inadequações.
- 3) Instrumento de coleta de dados com o nome do participante.
- 4) Autorização dos locais de pesquisa apresentada.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Projeto aprovado.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

CONFIRA AS ATUALIZAÇÕES DISPONÍVEIS NA PÁGINA DO CEP/UFMS

- 1) Regimento Interno do CEP/UFMS

Disponível em: <https://cep.ufms.br/novo-regimento-interno/>

Endereço: Av. Costa e Silva, s/nº - Pioneiros ç Prédio das Pró-Reitorias ç Hércules Maymone ç ç 1º andar  
Bairro: Pioneiros CEP: 70.070-900  
UF: MS Município: CAMPO GRANDE  
Telefone: (67)3345-7187 Fax: (67)3345-7187 E-mail: cepconep.propp@ufms.br



Continuação do Parecer: 5.713.679

2) Calendário de reuniões

Disponível em <https://cep.ufms.br/calendario-de-reunioes-do-cep-2022/>

3) Etapas do trâmite de protocolos no CEP via Plataforma Brasil

Disponível em: <https://cep.ufms.br/etapas-do-tramite-de-protocolos-no-cep-via-plataforma-brasil/>

4) Legislação e outros documentos:

Resoluções do CNS.

Norma Operacional nº001/2013.

Portaria nº2.201 do Ministério da Saúde.

Cartas Circulares da Conep.

Resolução COPP/UFMS nº240/2017.

Outros documentos como o manual do pesquisador, manual para download de pareceres, pendências frequentes em protocolos de pesquisa clínica v 1.0, etc.

Disponíveis em: <https://cep.ufms.br/legislacoes-2/>

5) Informações essenciais do projeto detalhado

Disponíveis em: <https://cep.ufms.br/informacoes-essenciais-projeto-detalhado/>

6) Informações essenciais – TCLE e TALE

Disponíveis em: <https://cep.ufms.br/informacoes-essenciais-tcle-e-tale/>

- Orientações quanto aos Termos de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e aos Termos de Assentimento Livre e Esclarecido (TALE) que serão submetidos por meio do Sistema Plataforma Brasil versão 2.0.

- Modelo de TCLE para os participantes da pesquisa versão 2.0.

- Modelo de TCLE para os responsáveis pelos participantes da pesquisa menores de idade e/ou legalmente incapazes versão 2.0.

7) Biobancos e Biorrepositórios para armazenamento de material biológico humano

Disponível em: <https://cep.ufms.br/biobancos-e-biorrepositorios-para-material-biologico-humano/>

Endereço: Av. Costa e Silva, s/nº - Pioneiros ç Prédio das Pró-Reitorias ç Hércules Maymone ç 1º andar  
Bairro: Pioneiros CEP: 70.070-900  
UF: MS Município: CAMPO GRANDE  
Telefone: (67)3345-7187 Fax: (67)3345-7187 E-mail: [cepconep.propp@ufms.br](mailto:cepconep.propp@ufms.br)



Continuação do Parecer: 5.713.679

8) Relato de caso ou projeto de relato de caso?

Disponível em: <https://cep.ufms.br/662-2/>

9) Cartilha dos direitos dos participantes de pesquisa

Disponível em: <https://cep.ufms.br/cartilha-dos-direitos-dos-participantes-de-pesquisa/>

10) Tramitação de eventos adversos

Disponível em: <https://cep.ufms.br/tramitacao-de-eventos-adversos-no-sistema-cep-conep/>

11) Declaração de uso de material biológico e dados coletados

Disponível em: <https://cep.ufms.br/declaracao-de-uso-material-biologico/>

12) Termo de compromisso para utilização de informações de prontuários em projeto de pesquisa

Disponível em: <https://cep.ufms.br/termo-de-compromisso-prontuarios/>

13) Termo de compromisso para utilização de informações de banco de dados

Disponível em: <https://cep.ufms.br/termo-de-compromisso-banco-de-dados/>

**DURANTE A PANDEMIA CAUSADA PELO SARS-CoV-2, CONSIDERAR:**

Solicitamos aos pesquisadores que se atentem e obedeçam às medidas de segurança adotadas pelo locais de pesquisa, pelos governos municipais e estaduais, pelo Ministério da Saúde e pelas demais instâncias do governo devido a excepcionalidade da situação para a prevenção do contágio e o enfrentamento da emergência de saúde pública de importância internacional decorrente do coronavírus (Covid-19).

As medidas de segurança adotadas poderão interferir no processo de realização das pesquisas envolvendo seres humanos. Quer seja no contato do pesquisador com os participantes para coleta de dados e execução da pesquisa ou mesmo no processo de obtenção do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido-TCLE e Termo de Assentimento Livre e Esclarecido-TALE, incidindo sobre o cronograma da pesquisa e outros. Orientamos ao pesquisador na situação em que tenha seu projeto de pesquisa aprovado pelo CEP e em decorrência do contexto necessite alterar seu cronograma de execução, que faça a devida

Endereço: Av. Costa e Silva, s/nº - Pioneiros ç Prédio das Pró-Reitorias ç Hércules Maymone ç ç 1º andar  
Bairro: Pioneiros CEP: 70.070-900  
UF: MS Município: CAMPO GRANDE  
Telefone: (67)3345-7187 Fax: (67)3345-7187 E-mail: [cepconep.propp@ufms.br](mailto:cepconep.propp@ufms.br)



Continuação do Parecer: 5.713.679

"Notificação" via Plataforma Brasil, informando alterações no cronograma de execução da pesquisa.

**SE O PROTOCOLO DE PESQUISA ESTIVER PENDENTE, CONSIDERAR:**

Cabe ao pesquisador responsável encaminhar as respostas ao parecer de pendências por meio da Plataforma Brasil em até 30 dias a contar a partir da data de emissão do Parecer Consubstanciado. As respostas às pendências devem ser apresentadas e descritas em documento à parte, denominado CARTA RESPOSTA, além do pesquisador fazer as alterações necessárias nos documentos e informações solicitadas. Ressalta-se que deve haver resposta para cada uma das pendências apontadas no parecer, obedecendo a ordenação deste. Para apresentar a Carta Resposta o pesquisador deve usar os recursos "copiar" e "colar" quando for transcrever as pendências solicitadas e as respostas apresentadas na Carta, como também no texto ou parte do texto que será alterado nos demais documentos. Ou seja, deve manter a fidedignidade entre a pendência solicitada e o texto apresentado na Carta Resposta e nos documentos alterados.

Para que os protocolos de pesquisa sejam apreciados nas reuniões definidas no Calendário, o pesquisador responsável deverá realizar a submissão com, no mínimo, 15 dias de antecedência. Observamos que os protocolos submetidos com antecedência inferior a 15 dias serão apreciados na reunião posterior. Confira o calendário de reuniões de 2022, disponível no link: <https://cep.ufms.br/calendario-de-reunioes-do-cep-2022/> Observar se o atendimento as solicitações remeterá a necessidade de fazer adequação no cronograma da pesquisa, de modo que a etapa de coleta de informações dos participantes seja iniciada somente após a aprovação por este Comitê.

**SE O PROTOCOLO DE PESQUISA ESTIVER NÃO APROVADO, CONSIDERAR:**

Informamos ao pesquisador responsável, caso necessário entrar com recurso diante do Parecer Consubstanciado recebido, que ele pode encaminhar documento de recurso contendo respostas ao parecer, com a devida argumentação e fundamentação, em até 30 dias a contar a partir da data de emissão deste parecer. O documento, que pode ser no formato de uma carta resposta, deve contemplar cada uma das pendências ou itens apontados no parecer, obedecendo a ordenação deste. O documento (CARTA RESPOSTA) deve permitir o uso correto dos recursos "copiar" e "colar" em qualquer palavra ou trecho do texto do projeto, isto é, não deve sofrer alteração ao ser "colado".

Para que os protocolos de pesquisa sejam apreciados nas reuniões definidas no Calendário, o

Endereço: Av. Costa e Silva, s/nº - Pioneiros ç Prédio das Pró-Reitorias ç Hércules Maymone ç 1º andar  
Bairro: Pioneiros CEP: 70.070-900  
UF: MS Município: CAMPO GRANDE  
Telefone: (67)3345-7187 Fax: (67)3345-7187 E-mail: cepconep.propp@ufms.br



Continuação do Parecer: 5.713.679

pesquisador responsável deverá realizar a submissão com, no mínimo, 15 dias de antecedência.

Observamos que os protocolos submetidos com antecedência inferior a 15 dias serão apreciados na reunião posterior. Confira o calendário de reuniões de 2022, disponível no link: <https://cep.ufms.br/calendario-de-reunioes-do-cep-2022/>

**EM CASO DE APROVAÇÃO, CONSIDERAR:**

É de responsabilidade do pesquisador submeter ao CEP semestralmente o relatório de atividades desenvolvidas no projeto e, se for o caso, comunicar ao CEP a ocorrência de eventos adversos graves esperados ou não esperados. Também, ao término da realização da pesquisa, o pesquisador deve submeter ao CEP o relatório final da pesquisa. Os relatórios devem ser submetidos através da Plataforma Brasil, utilizando-se da ferramenta de NOTIFICAÇÃO.

Informações sobre os relatórios parciais e final podem acessadas em <https://cep.ufms.br/relatorios-parciais-e-final/>

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1968000.pdf	11/10/2022 15:38:50		Aceito
Parecer Anterior	PARECERCONSUBSTANCIADOCEP5570140.pdf	11/10/2022 15:35:20	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito
Outros	CartaResposta2.pdf	11/10/2022 15:30:39	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Projeto_Dani.pdf	11/10/2022 15:28:48	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	11/10/2022 15:27:48	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito
Cronograma	CronogramaDani.pdf	11/10/2022 15:15:38	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito

Endereço: Av. Costa e Silva, s/nº - Pioneiros ç Prédio das Pró-Reitorias ç Hércules Maymone ç ç 1º andar  
Bairro: Pioneiros CEP: 70.070-900  
UF: MS Município: CAMPO GRANDE  
Telefone: (67)3345-7187 Fax: (67)3345-7187 E-mail: [cepconep.propp@ufms.br](mailto:cepconep.propp@ufms.br)



UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
MATO GROSSO DO SUL -  
UFMS



Continuação do Parecer: 5.713.679

Outros	Questionario_AjustesCEP.pdf	16/08/2022 20:41:40	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito
Outros	AnuenciaAssinada.pdf	16/08/2022 20:39:34	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito
Solicitação registrada pelo CEP	CartaResposta.pdf	16/08/2022 20:28:02	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito
Folha de Rosto	FolhadeRostoCEP.pdf	21/06/2022 16:13:43	DANIELLE DE OLIVEIRA FELIPE	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

CAMPO GRANDE, 20 de Outubro de 2022

---

**Assinado por:**  
**Juliana Dias Reis Pessalacia**  
**(Coordenador(a))**

**Endereço:** Av. Costa e Silva, s/nº - Pioneiros ç Prédio das Pró-Reitorias ç Hércules Maymone ç ç 1º andar  
**Bairro:** Pioneiros **CEP:** 70.070-900  
**UF:** MS **Município:** CAMPO GRANDE  
**Telefone:** (67)3345-7187 **Fax:** (67)3345-7187 **E-mail:** cepconep.propp@ufms.br

## APÊNDICE A

### QUESTIONÁRIO DE INFORMAÇÕES DE SAÚDE

Este questionário é parte integrante da Pesquisa de Mestrado em Ciências do Movimento, que tem como tema: "ACURÁCIA DO SISTEMA MOVA3D PARA ANÁLISE CINEMÁTICA DE TRONCO CABEÇA E MEMBROS SUPERIORES: UM ESTUDO COMPARATIVO COM PADRÃO OURO QUALISYS TRACK MANAGER"

#### 1 – Dados pessoais:

Contato: Cel \_\_\_\_\_

Email: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ anos

Sexo: ( ) Masculino ( ) Feminino

#### 2 – Dados Antropométricos

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ IMC: \_\_\_\_\_

#### 3 – Dados sobre condições físicas

a) Você apresenta desequilíbrio devido a tontura?

Não ( ) Sim ( )

Se sim, qual? \_\_\_\_\_

b) Você apresenta alguma limitação (dou e/ou fadiga) nos movimentos dos membros superiores (braços, ombros) em qualquer amplitude?

Não ( ) Sim ( )

Se sim, qual? \_\_\_\_\_

c) Você apresenta alguma limitação (dou e/ou fadiga) nos movimentos do tronco e/ou cabeça (rotação, flexão, extensão) em qualquer amplitude?

Não ( ) Sim ( )

Se sim, qual? \_\_\_\_\_

d) Já teve algum problema (dor, desconforto, lesões, cirurgia) que te limitou nos movimentos acima citados (tronco, cabeça e membros superiores)?

Não ( ) Sim ( )

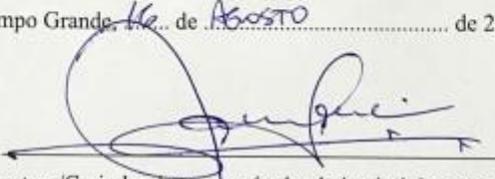
Se sim, qual? \_\_\_\_\_

## APÊNDICE B

### TERMO DE ANUÊNCIA DA INSTITUIÇÃO

O Laboratório de Análise do Movimento na Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais de Campo Grande (APAE/CG), localizado à Rua Estevão Capriata, 285 - Vila Progresso, Campo Grande - MS, está de acordo com a execução da pesquisa intitulada "Validação concorrente do MOVA3D para análise cinemática de membros superiores: um estudo comparativo com padrão ouro Qualisys Track Manager", coordenado pelo pesquisador, Dr. Thomaz Nogueira Burke, desenvolvido em conjunto com a pesquisadora, Danielle de Oliveira Felipe na Universidade Federal de Mato Grosso do Sul. O Laboratório de Análise do Movimento da APAE/CG, assume o compromisso de apoiar o desenvolvimento da referida pesquisa disponibilizando o uso do sistema de câmeras Qualisys Track Manager para coleta de dados. Declaramos ciência de que nossa instituição é coparticipante do presente projeto de pesquisa, e requeremos o compromisso do(a) pesquisador(a) responsável com o resguardo da segurança do equipamento e bem-estar dos participantes de pesquisa.

Campo Grande, ~~16~~ de AGOSTO ..... de 2022.

  
Assinatura/Carimbo do responsável pela instituição pesquisada

MIRO BERGEL - ALEXANDRE LEME  
Coordenador Geral  
APAE-CG/MS

R. Estevão Capriata, 285 - Vila Progresso, Campo Grande - MS, 79050-440  
Telefone: (67) 4042-2250

Site: [apaecg.org.br](http://apaecg.org.br)